

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**6 MV YÜKSEK ENERJİLİ FOTONLARDA İKİ TEDAVİ
PLANLAMA SİSTEMİNİN DOZ HESAPLAMA
ALGORİTMALARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

KERİME KAYACAN

**DANIŞMAN
PROF. DR. HATİCE BİLGE**

**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI
TIBBİ RADYOFİZİK PROGRAMI**

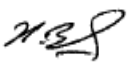
İSTANBUL-2012

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programında Kerime KAYACAN tarafından hazırlanan 6 MV Yüksek Enerjili Fotonlarda İki Tedavi Planlama Sisteminin Doz Hesaplama Algoritmalarının Karşılaştırılması başlıklı Yüksek Lisans tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

23 / 07 / 2012

Tez Sınav Jürisi

<u>Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)</u>	<u>İmzası</u>
1.Prof.Dr.Hatice BİLGE/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı/Danışman	
2.Prof.Dr.Gönül KEMİKLER/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı	
3.Prof.Dr.Rasim MERAL/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Klinik Onkoloji Anabilim Dalı	
4.Doç.Dr.İsmail ÖZBAY/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı	
5.Doç.Dr.Fulya AĞAOĞLU/İ.Ü.İst.Tıp Fak.Radyasyon Onkolojisi Anabilim	

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

KERİME KAYACAN

İTHAF

Çok Sevdiğim Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle beni destekleyen değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyesi Prof. Dr. Hatice Bilge'ye,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bana her konuda yardımcı olan İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim Üyeleri Prof. Dr. Gönül Kemikler ve Doç. Dr. İsmail Özbay'a, istatistik konusunda destek veren Sayın Prof. Dr. Rian Dişçi'ye

Hiçbir konuda bilgilerini benden esirgemeyen abilerim Fiz.Uzm.Dr.Aydın Çakır ve Fiz.Uzm.Dr Murat Okutan'a, aylardır bana tezimle ilgili her konuda yardım eden arkadaşım Uzm. Fiz. Nazmiye Dönmez'e, desteklerini hep yanımda hissettiğim canım arkadaşlarım Canan Köksal ve Ümmühan Nurhat'a, çalışma arkadaşım İsmail Faruk Durmuş'a

Yıllardır beni seven ve destekleyen canım aileme ve sevgili nişanlım Recep Fikircioğlu'na sonsuz teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 16698

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİİ
BEYAN.....	İV
İTHAF.....	V
TEŞEKKÜR.....	VI
İÇİNDEKİLER	Vİİ
TABLolar LİSTESİ.....	Xİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XVİ
ÖZET	XVİİİ
ABSTRACT.....	XİX
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Radyoterapide Tedavi Planlama	3
2.1.1. Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemleri.....	3
2.1.2. Doz Hesaplama Algoritmalarının Klinik Uygulama Süreci	5
2.1.2.1. Doz Hesaplama Algoritmalarının Gelişimi.....	5
2.1.2.2. Doz Hesaplama Algoritmaları Yazılımının Gelişimi.....	7
2.1.2.3. Doz Hesaplama Algoritmaları İçin Gerekli Radyasyon Verilerinin Girişi	7
2.1.2.4. Programların Klinik Kullanımı	8
2.2. Model Tabanlı Doz Hesaplama İçin Temel Radyasyon Fiziği	9
2.2.1. Megavoltaj Foton Oluşumu	9
2.2.2. Compton Saçılması	10
2.2.3. Elektron Transportu	11
2.3. Doz Hesaplama Algoritmaları	12
2.3.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar	13
2.3.1.1. Clarkson Algoritması	14
2.3.2. Model Tabanlı Algoritmalar	15
2.3.2.1. Primer Foton Akısının Modellenmesi.....	16
2.3.2.2. Doz Kerneller	17
2.3.2.3. Convolution - Superposition Methodu.....	18

2.3.3. Monte Carlo Metodu.....	18
2.4. Doz Dağılımları ve Saçılma Analizi	19
2.4.1. Derinliğe bağlı doz değişimleri.....	19
2.4.1.1. Yüzde derin doz (% DD).....	19
2.4.1.2. Doku Hava Oranı (TAR).....	20
2.4.1.3. Geri Saçılma Faktörü (BSF).....	21
2.4.1.4. Saçılma Hava Oranı (SAR).....	21
2.4.2. Doz Hesaplama Parametreleri.....	22
2.4.2.1. Kolimatör Saçılma Faktörü (S_c).....	22
2.4.2.2. Fantom Saçılma Faktörü (S_p).....	23
2.4.2.3. Doku Fantom Oranı (TPR).....	23
2.4.2.4. Doku Maksimum Oranı (TMR)	24
2.4.2.5. Saçılma Maksimum Oranı (SMR)	24
2.4.2.6. Doz Profili	24
2.5. Yüksek Enerjili X-ışınlarının Dozimetrisinde Kullanılan İyonizasyon Ölçüm Yöntemleri	25
2.5.1. Silindirik İyon Odaları	25
2.5.2. Paralel Plak İyon Odaları	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	27
3.1. Araç Ve Gereçler	27
3.1.1. Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcı	28
3.1.2. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	29
3.1.2.1. Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)	29
3.1.3. CMS XiO Tedavi Planlama Sistemi	30
3.1.3.1. FFT Convolution Algoritması.....	30
3.1.4. PTW MP-3 M Su Fantomu	31
3.1.5. Mephysto mc ² Yazılımı.....	32
3.1.6. RW3 Su Eşdeğeri Katı Su Fantomu.....	33
3.1.7. Estro Mini Fantom	34
3.1.8. PTW 30013 İyon Odası.....	34
3.1.9. PTW 0,125 cc Semiflex İyon Odası.....	35
3.1.10. PTW Unidos 10002 Elektrometre	36
3.1.11. PTW Weblin Elektrometre	36

3.2. YÖNTEM	37
3.2.1. Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcısına ait derin doz ve doz profillerin ölçülmesi	37
3.2.1.1. Açık Alan Derin Doz Ölçümleri:	37
3.2.1.2. Açık Alan Profillerinin Ölçülmesi:	37
3.2.1.3. Diagonal Alan Profillerinin Ölçülmesi:	38
3.2.1.4. Total Saçılma Faktörlerinin (S_{cp}) Ölçülmesi:	38
3.2.1.5. Kolimatör Saçılma Faktörlerinin (S_c) Ölçülmesi:	39
3.2.2. Varian Clinac 600 DBX Lineer hızlandırıcısının CMS XiO Tedavi Planlama Billgisayarına Tanıtılması	40
3.2.3. Varian Clinac 600 DBX Lineer hızlandırıcısının Eclipse Tedavi Planlama Billgisayarına tanıtılması	42
3.3. CMS XiO ve Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemlerinde Planların Hazırlanması	43
3.4. İyon Odası ile CMS XiO ve Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemlerinde Oluşturulan Planlarının Merkezi Eksende Nokta Dozunun Doğrulanması	44
3.5. İstatistiksel Analiz Yöntemi	45
3.6. Tedavi Planlama Sistemi Algoritmaları için Güven Aralığı (Δ) Parametresinin Belirlenmesi	45
4. BULGULAR	46
4.1. İyon Odası ile CMS XiO ve Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemlerinde Oluşturulan Planlarının Merkezi Eksende Nokta Dozunun Doğrulanması	46
4.2. Merkezi Eksen Nokta Dozları Sonuçlarının Karşılaştırmalı Grafikleri	61
4.2.1. Tablo 4-1. Verilerinin Karşılaştırılması	61
4.2.2. Tablo 4-2. Verilerinin Karşılaştırılması	62
4.2.3. Tablo 4-3. Verilerinin Karşılaştırılması	62
4.2.4. Tablo 4-4. Verilerinin Karşılaştırılması	63
4.2.5. Tablo 4-5. Verilerinin Karşılaştırılması	63
4.2.6. Tablo 4-6. Verilerinin Karşılaştırılması	64
4.2.7. Tablo 4-7. Verilerinin Karşılaştırılması	64
4.2.8. Tablo 4-8. Verilerinin Karşılaştırılması	65
4.2.9. Tablo 4-9. Verilerinin Karşılaştırılması	65
4.2.10. Tablo 4-10. Verilerinin Karşılaştırılması	66
4.2.11. Tablo 4-11. Verilerinin Karşılaştırılması	66

4.2.12. Tablo 4-12. Verilerinin Karşılaştırılması	67
4.2.13. Tablo 4-13. Verilerinin Karşılaştırılması	67
4.2.14. Tablo 4-14. Verilerinin Karşılaştırılması	68
4.2.15. Tablo 4-15. Verilerinin Karşılaştırılması	68
4.3. Hesaplanan ve Ölçülen Merkezi Eksen Nokta Doz Sonuçlarının İstatiksel Analizi	69
4.3.1. Kare Alanlarda İstatiksel Analiz	69
4.3.2. Dikdörtgen Alanlarda İstatiksel Analiz.....	69
4.3.3. CMS XiO ve Eclipse TPS'lerinde XY ve YX Alanlarında İstatiksel Analiz ...	71
4.4. Tedavi Planlama Sistemi Algoritmaları için Güven Aralığı (Δ) Parametresinin Belirlenmesi	74
5. TARTIŞMA	76
KAYNAKLAR	84
ÖZGEÇMİŞ	87

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Tedavi planlama hesaplama algoritmalarının klinik uygulamasını içeren adımlar	6
Tablo 4-1: 1,5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	46
Tablo 4-2: 5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	47
Tablo 4-3: 10 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	48
Tablo 4-4: 1,5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	49
Tablo 4-5: 1,5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	50
Tablo 4-6: 1,5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	51
Tablo 4-7: 1,5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	52
Tablo 4-8: 5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	53
Tablo 4-9: 5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	54
Tablo 4-10: 5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	55
Tablo 4-11: 5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	56

Tablo 4-12: 10 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi ekseninde ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	57
Tablo 4-13: 10 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi ekseninde ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	58
Tablo 4-14: 10 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi ekseninde ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	59
Tablo 4-15: 10 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi ekseninde ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları	60
Tablo 4-16: Kare alanlarda TPS'de hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları	69
Tablo 4-17: Dikdörtgen alanlarda TPS'de hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları	69
Tablo 4-18: Dikdörtgen alanlarda CMS XiO TPS'de XY ve YX alanlarında hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları.....	71
Tablo 4-19: Dikdörtgen alanlarda Eclipse TPS'de XY ve YX alanlarında hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları.....	72
Tablo 4-20: Dikdörtgen alanlarda CMS ve Eclipse TPS'de XY alanlarında hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları.....	73
Tablo 4-21: Dikdörtgen alanlarda CMS ve Eclipse TPS'de YX alanlarında hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları.....	73
Tablo 4-22: Dikdörtgen alanlarda CMS XiO ve Eclipse TPS'de XY ve YX alanlarında hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları	74
Tablo 4-23: CMS ve Eclipse TPS'leri için Güven Aralığı değerleri	75

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Tedavi planlama sistemi bileşenleri	5
Şekil 2-2: Radyoterapi planlama sürecindeki adımlar	8
Şekil 2-3: Lineer hızlandırıcının kafa yapısı (primer fotonlar düz çizgi ile, saçılan fotonlar kesikli çizgi ile gösterilmiştir).....	10
Şekil 2-4: Radyasyon ışınının hasta üzerindeki etkisinin şematik gösterimi. Gölge kesit doz hesaplama düzlemini temsil eder. Bu düzlemdeki her bir nokta primer radyasyon (P), hastanın bir kesitinde oluşan saçılan radyasyon (S) olarak kabul edilir.	13
Şekil 2-5: Clarkson algoritmasının şematik gösterimi.....	14
Şekil 2-6: Çeşitli saçılma kernellerinin doza katkısı a) Beam kernel b) Slab kernel c) Pencil Beam kernel d) Point kernel	17
Şekil 2-7: % DD' un şematik gösterimi.....	20
Şekil 2-8: TAR'ın şematik gösterimi.....	20
Şekil 2-9: BSF'nin şematik gösterimi.....	21
Şekil 2-10: SAR'ın şematik gösterimi	22
Şekil 2-11: S_c ölçüm düzeneğinin ve rölatif S_c değerinin alan boyutuna göre değişiminin şematik gösterimi.....	22
Şekil 2-12: S_{cp} ölçüm düzeneğinin ve rölatif S_{cp} değerinin alan boyutuna göre değişiminin şematik gösterimi	23
Şekil 2-13: TPR ve TMR'nin şematik gösterimi	24
Şekil 2-14: Doz Profiline şematik gösterimi	25
Şekil 2-15: Tipik bir silindirik iyon odası.....	26
Şekil 2-16: Markus tipi paralel plak iyon odasının yapısal diyagramı	26
Şekil 3-1: Varian lineer hızlandırıcısının kolimatör yapısı.....	28
Şekil 3-2: Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcı.....	29
Şekil 3-3: Pencil beam Superposition'un şematik gösterimi	30
Şekil 3-4: FFT Convolution algoritmasının şematik gösterimi	31
Şekil 3-5: PTW MP-3 M Su Fantomu	31
Şekil 3-6: Tandem ve Kontrol Ünitesi.....	32
Şekil 3-7: Mephsto mc ² ana ekran menüsü.....	33
Şekil 3-8: RW3 Su Eşdeğeri Katı Su Fantomu.....	33
Şekil 3-9: Estro Mini Fantom	34

Şekil 3-10: PTW 30013 İyon Odası.....	35
Şekil 3-11: Semiflex İyon Odası.....	35
Şekil 3-12: PTW Unidos 10002 Elektrometre	36
Şekil 3-13: PTW Unidos Weblin dozimetre	36
Şekil 3-14: RW3 katı su fantomunda SSD=95 cm olacak şekilde d= 5 cm'ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ve PTW 0,125 cc iyon odası ile S_{cp} ölçümünün şematik gösterimi	38
Şekil 3-15: RW3 katı su fantomunda SSD=90 cm olacak şekilde d=10 cm'ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ile S_{cp} ölçümünün şematik gösterimi	39
Şekil 3-16: Estro mini fantomda SSD=90 cm olacak şekilde d=10 cm' ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ile S_c ölçümünün şematik gösterimi	40
Şekil 3-17: CMS XiO TPS'de hesaplanan ve ölçülen profillerin, derin doz bilgilerinin karşılaştırılması.....	41
Şekil 3-18: Total Saçılma Faktörlerinin Eclipse tedavi planlama sistemine girilmesi. ..	43
Şekil 3-19: RW3 katı su fantomunda SSD=98,5, 95, 90 cm olacak şekilde d=1,5, 5, 10 cm'ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ile nokta doz doğrulanmasının şematik gösterimi	45
Şekil 4-1: 1,5 cm derinlikte kare alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması.....	61
Şekil 4-2: 5 cm derinlikte kare alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması.....	62
Şekil 4-3: 10 cm derinlikte kare alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması.....	62
Şekil 4-4: 1,5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	63
Şekil 4-5: 1,5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	63
Şekil 4-6: 1,5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	64
Şekil 4-7: 1,5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	64
Şekil 4-8: 5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	65

Şekil 4-9: 5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	65
Şekil 4-10: 5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	66
Şekil 4-11: 5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	66
Şekil 4-12: 10 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	67
Şekil 4-13: 10 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	67
Şekil 4-14: 10 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	68
Şekil 4-15: 10 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması	68
Şekil 4-16: CMS XiO TPS’de hesaplanan ve ölçülen merkezi eksen nokta doz farkının derinliğe ve alan türüne göre değişimi.....	70
Şekil 4-17: Eclipse TPS'de hesaplanan ve ölçülen merkezi eksen nokta doz farkının derinliğe ve alan türüne göre değişimi.....	70
Şekil 4-18: CMS XiO TPS’de XY alanlarında ve YX alanlarında merkezi eksen doz farklarının derinliğe göre değişimi	71
Şekil 4-19: Eclipse TPS’de XY alanlarında ve YX alanlarında merkezi eksen doz farklarının derinliğe göre değişimi	72
Şekil 4-20: XY ve YX dikdörtgen alanlarındaki merkezi eksen nokta doz farkları.....	74

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

CMS:	Computerized Medical Systems
IMRT:	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
FFT:	Fast Fourier Transform
AAA:	Anisotropic Analytical Algorithm
PBC:	Pencil Beam Convolution
TPS:	Tedavi Planlama Sistemi
CT,BT:	Bilgisayarlı Tomografi
MLC:	Multi Leaf Colimator
MeV:	Mega elektron Volt
MV:	Milyon Volt
CPE:	Yüklü Parçacık Dengesi
TAR:	Tissue Air Ratio
SAR:	Saçılma Hava Oranı
PDD:	Yüzde Derin Doz
OARs:	Off Axis Oranları
OCRs:	Off Center Oranları
TPR:	Doku Fantom Oranı
RTAR:	Ratio of TAR
ETAR:	Eşdeğer Doku Hava Oranı
TERMA:	Total Energy Released Per Unit Mass
BSF:	Back Scatter Factor
SSD:	Kaynak Cilt Mesafesi
S _c :	Kolimatör Saçılması
S _p :	Fantom Saçılması

TMR: Doku Maksimum Oranı

SMR: Saçılma Maksimum Oranı

$d_{\max}$: Maksimum Derinlik

d_{eff} : Efektif Derinlik

Co₆₀: Cobalt 60

DVH: Doz Volüm Histogramı

MV: Milyon Volt

KeV: Kilo elektron Volt

TSCF: Total Saçılma Faktörü

SAD: Source Axis Distance

cGy: Santi Gray

RAM: Randomize Kullanım Belleği

IGRT: Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi

TLD: Termolüminesans Dozimetri

AAPM: American Asociation of Physicists in Medicine

SS: Standart Sapma

IAEA: International Atomic Energy Agency

LPS-1: Local Planning System-1

LPS-2: Local Planning System-2

UM-Plan: University of Michigan Plan

ÖZET

Kayacan, K. (2012). 6 MV Yüksek Enerjili Fotonlarda İki Tedavi Planlama Sisteminin Doz Hesaplama Algoritmalarının Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Modern tedavi planlama sistemleri, çeşitli doz algoritmalarını ve CT kesitlerinden elde edilen bilgileri kullanarak dozu hesaplayabilmektedir. TPS'lerde bulunan çeşitli doz algoritmaları CT kesitlerinden elde edilen elektron yoğunluk değerlerini kendine özgü düzeltme faktörlerini kullanarak doz hesabı yapmaktadır. TPS'nin doz hesaplama algoritması kullanılırken sistemin kullanıcı manuelinde tanımlanan yöntemlere göre ışın bilgileri sisteme girilir. TPS'nin doğruluğu, radyoterapide güvenli ve etkili tedavinin temel prensibidir.

Kliniğimizde CMS XiO ve Eclipse tedavi planlama sistemleri kullanılmaktadır. CMS XiO TPS'de kullanılan doz hesaplama algoritmaları; FFT Convolution, Clarkson, Superposition ve Fast Superposition'dır. Eclipse TPS'de kullanılan doz hesaplama algoritmaları; Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) ve Pencil Beam Convolution (PBC) dır. Bu çalışmada kliniğimizde bulunan Varian Clinac lineer hızlandırıcısına ait dozimetrik parametreler ölçülüp, CMS XiO planlama sistemine yüklenmiştir. Kare ve dikdörtgen alanlarda planlar hazırlanarak, farmer tipi iyon odası ile su eş değeri katı fantomda merkezi eksen dozları ölçülmüştür. TPS'de hesaplanan dozlarla ölçülen dozlar arasındaki farklar belirlenip istatistiksel analiz yapılarak iki tedavi planlama sisteminin doz hesaplama algoritmaları karşılaştırılmıştır.

CMS XiO ve Eclipse TPS'de kare ve dikdörtgen alanlar için ölçülen ve hesaplanan dozlar arasındaki farklar kabul kriteri %2 içerisinde çıkmıştır. Kare ve dikdörtgen alanlarda hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki farkların CMS XiO TPS'de Eclipse TPS'ne göre üç derinlikte de daha az olduğu görülmüştür. Kare alanlarda 1,5 cm ve 5 cm derinliklerindeki farklar anlamlı değil iken, 10 cm derinliğindeki fark anlamlıdır. Dikdörtgen alanlarda 5 cm derinliğindeki farklar anlamlı değil iken 1,5 cm ve 10 cm derinliklerindeki farklar anlamlıdır. Tedavi cihazı planlama sistemine tanıtılırken CMS XiO TPS'ye sadece kare alan verileri girildiği halde, FFT Convolution algoritması hem kare hem de dikdörtgen alanlarda ölçülen doz değerlerine daha yakın hesaplama yapmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Tedavi planlama sistemi, AAA algoritması, FFT Convolution algoritması, Doz hesaplama, Foton ışınları

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 16698

ABSTRACT

Kayacan K. (2012). Comparison of Dose Calculation Algorithms for Two Treatment Planning Systems in 6 MV High Energy Photon Beams. Istanbul University, the Institute of Health Sciences, Department of Fundamental Oncology, M.Sc. Thesis. İstanbul.

Modern treatment planning systems can calculate the dose by using dose algorithms and the datas from CT scans. Various dose algorithms in TPSs calculate the dose by using correction factors and electron density values from CT scans. Commissioning of dose calculation algorithms of a TPS is generally performed: by entering basic beam data into the system according to the methods and requirements described in the user's manual of the system. The accuracy of the TPS is the main principle of safe and effective treatment in the radiation therapy.

CMS XiO and Eclipse TPSs are used in our clinic. Dose calculation algorithms used in CMS XiO TPS are FFT Convolution, Clarkson, Superposition and Fast superposition. Dose calculation algorithms used in Eclipse TPS are Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) and Pencil Beam Convolution. In this study, Varian Clinac Linear accelerator's dosimetric parameters were measured and loaded to CMS XiO TPSs. Plans were prepared for square and rectangular fields in CMS XiO and Eclipse TPSs and central axis doses were measured by using farmer type ionization chamber onto solid water phantom. Dose calculation algorithms of two TPSs were compared statistical by determining the differences between calculated dose values and measurement dose values.

In CMS XiO and Eclipse TPSs, differences between calculated and measured doses were comformable for %2 acceptance criteria. In CMS XiO TPS dose differences are lesser than Eclipse TPS both square and rectangular fields for three depths. In square fields, dose differences were found meanless for 1,5 cm and 5 cm depths and meaningful for 10 cm depth. In rectangular fields, dose differences were found meanless for 5 cm depth and meaningful for 1,5 cm and 10 cm depths. Although, square field datas were entered to CMS TPS when the treatment machine is introduced to the planning system, FFT Convolution algorithm calculates the dose closer to measured dose both of square and rectangular fields.

Key Words: Treatment planning system, AAA algorithm, FFT Convolution algorithm, Dose calculation, Photon beams

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 16698

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide amaç tümör hacmine gerekli olan tedavi dozu verilirken radyasyon alanı içindeki kritik organ ve sağlıklı dokuların korunmasıdır. Tedavide başarı sağlanması tümörlü doku ya da organ için uygun tedavi tekniğinin belirlenmesine ve bu tekniğin doğru uygulanmasına bağlıdır. Bu yolla tümörü oluşturan hücreler ortadan kaldırılırken korunması gereken sağlıklı dokular minimum zarar görür. Bu tümöre ve sağlam dokulara verilen radyasyonun doğru belirlenip ölçülebilmesi ile sağlanabilir. Tümöre ve sağlam dokulara verilen dozun hesabı tedavi planlama sistemlerinde bulunan doz hesaplama algoritmaları ile yapılmaktadır.

Tedavi planlama sistemleri eksternal ışın tedavilerinde tümör kontrolünü maksimize, normal doku komplikasyonlarını minimize etmek için, doz dağılımları ve hüzme şekillerini oluşturmak amacıyla kullanılan bilgisayar yazılım ve donanımlarıdır. Tedavi planlama sisteminin doğruluğu, radyoterapide güvenli ve etkili tedavinin temel prensibidir.

Kliniğimizde bulunan XiO CMS planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu ve IMRT (yoğunluk ayarlı radyoterapi) ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir sistemdir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton ışınları için; Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT), Standard Superposition, FFT Convolution, elektron ışınları için 3-D pencil beam' dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır.

Kliniğimizde bulunan Varian Eclipse, yüksek performanslı ve Windows tabanlı bir planlama sistemidir. Bu sistem ile 2D, 3D konformal, elektron ve brakiterapi gibi tüm teknikler planlanabilir. Gerekli ekipmanlar sağlandıktan sonra Eclipse ile IMRT (yoğunluk ayarlı radyoterapi), IGRT (görüntü kılavuzluğunda radyoterapi), proton terapisi, stereotaktik radyocerrahi yapılabilir. Ayrıca RapidArc teknolojisi ile birlikte arklar şeklinde radyoterapi de yapılabilmektedir. Eclipse TPS'de fotonlar için iki algoritma kullanılmaktadır. Bunlar AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) ve PBC (Pencil Beam Convolution)'dır.

Planlama sistemlerinde pek çok farklı algoritma kullanılır ve bu algoritmalarından istenilen doğruluk; homojen dokularda $\pm 3\%$, akciğer gibi heterojen dokularda ise $\pm 5\%$ dir. Doğru hesaplaması gibi hızlı hesaplaması da aranan bir kriterdir. Bunlar göz önünde bulundurularak ortaya çıkmış algoritmalar temel olarak 3'e ayrılır; düzeltme tabanlı, model tabanlı ve doğrudan Monte Carlo.

Tedavi planlama sistemini klinikte kullanmaya başlamadan önce, sistemin kullandığı hesaplama algoritmaları detaylı olarak incelenmelidir.

Kullanılan doz hesaplama algoritması çeşitli klinik demet konfigürasyonları için doz dağılımlarını yeterli doğrulukla hesaplayabilmelidir.

Tedavi cihazı, planlama sistemine tanıtılırken fotonlarda genellikle kare alanlardaki veriler girilmektedir. Işın modellemede CMS XiO tedavi planlama sisteminde sadece kare alanlardaki veriler girilirken, Eclipse tedavi planlama sisteminde dikdörtgen alanlardaki veriler de girilmektedir.

Bu çalışmanın amacı kliniğimizde bulunan Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcısına ait dozimetrik parametrelerin belirlenip, XiO CMS planlama sistemine aktararak modellenmesi ve kliniğimizde kullanılmakta olan Eclipse ve XiO CMS tedavi planlama sistemlerinde farklı alan boyutlarına sahip kare ve dikdörtgen alanlarda planlar oluşturularak, dozimetrik olarak ölçülmesi, planlanan ve ölçülen merkezi eksen nokta dozlarının farkına bakılarak iki tedavi planlama sisteminin doz hesaplama algoritmalarını karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoterapide Tedavi Planlama

Radyoterapide tedavi planlamanın amacı; hedef volümde mümkün olduğunca homojen bir doz dağılımı elde ederken, sağlıklı dokulardaki doz minimum olacak şekilde bir tedavi planı yapmaktır. Tedavi planı yapılırken, ışın özellikleri, alan boyutları ve pozisyonları, alanlar arasındaki ağırlıklar değiştirilerek plan modifiye edilebilir. Ayrıca wedge filtreler, bloklar gibi ışın düzenleyiciler kullanılarak doz dağılımı değiştirilebilir (1).

2.1.1. Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemleri

Tedavi planlama uygulamaları 1940'lı yıllarda başlamıştır. Radyasyon dozimetrisindeki gelişmeler ile manuel iki boyutlu (2D) planlama yapılabilmıştır (1). İlerleyen yıllarda, zahmetli izodoz ölçümlerinden dolayı doz dağılımı hesabında deneysel metotlar geliştirilmiştir (2). Işın modifikasyonunun doz dağılımına etkisini gösterebilen bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri (TPSs) fikri ilk olarak 1955 yılında ortaya çıkmıştır (3).

Radyoterapide ilk başvuru alan bilgisayarlı teknik, izodoz planlarındaki doz dağılımlarını hesaplarken hafızaya alabilmek için kartlar kullanma özelliğinde olan New York Memorial Hastanesindeki Tsiendir. 500 civarında noktada doz dağılımının hesaplanması her bir ışın için yaklaşık olarak 10-15 dakika sürüyordu. Yine de bu işi manuel olarak yapmaktan daha hızlıydı. 1960'lı yıllarda bilgisayarlı planlama sistemlerinde gelişme görüldü. İlk tedavi planlama sistemi 1960'lı yılların sonunda ortaya konuldu. Başlangıçtaki tedavi planlama sistemleri, klinikte kullanılan radyasyon ışınlarının bilgilerini depolayabilme, hasta tanımlamasına olanak sağlama, ışının yönünü planlayabilme, doz dağılımını hesaplayabilme, tanımlanan hasta üzerinde doz dağılımını gösterebilme özelliğindeydi.

Tedavi planlamadaki gelişim bilgisayar teknolojisi tarafından yönlendirilmiştir. Geçtiğimiz 20 yılda bilgisayarların özelliklerinde büyük bir gelişme görülmüştür. Daha hızlı bilgisayarların üretilmesi daha gelişmiş hesaplama algoritmalarının klinikte kullanılmasını sağlamıştır (4).

Üç boyutlu (3D) Radyoterapi ve doğru doz hesabı için gerekli olan daha gelişmiş algoritmaların kullanılması bilgisayarlı tomografinin (CT) ortaya çıkması ile

başlamıştır. Birkaç yıl içerisinde CT kesitleri tedavi planlama sürecinde rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır (3). CT, 3D radyoterapi ve ileri düzeydeki hesaplama algoritmaları daha kompleks ışın düzenlemelerine imkan sağlamaktadır. Hızlı ve doğru doz hesabı için, doz planlama algoritması ve bilgisayar donanımı arasında iyi bir eşleşme olması önemlidir (4).

2.1.2. Sistem Donanımı

TPS'nin ana bileşenleri merkezi işlem birimi, grafiksel görüntüleme aygıtı, bellek, sayısallaştırıcı aygıt, çıktı aygıtı, kayıt ve network bağlantı aygıtıdır. Donanımın kapasitesi çabuk değişim gösterme eğilimindedir, genel yaklaşım donanımın daha da iyileştirilmiş son güncellemelerle geliştirilmesidir.

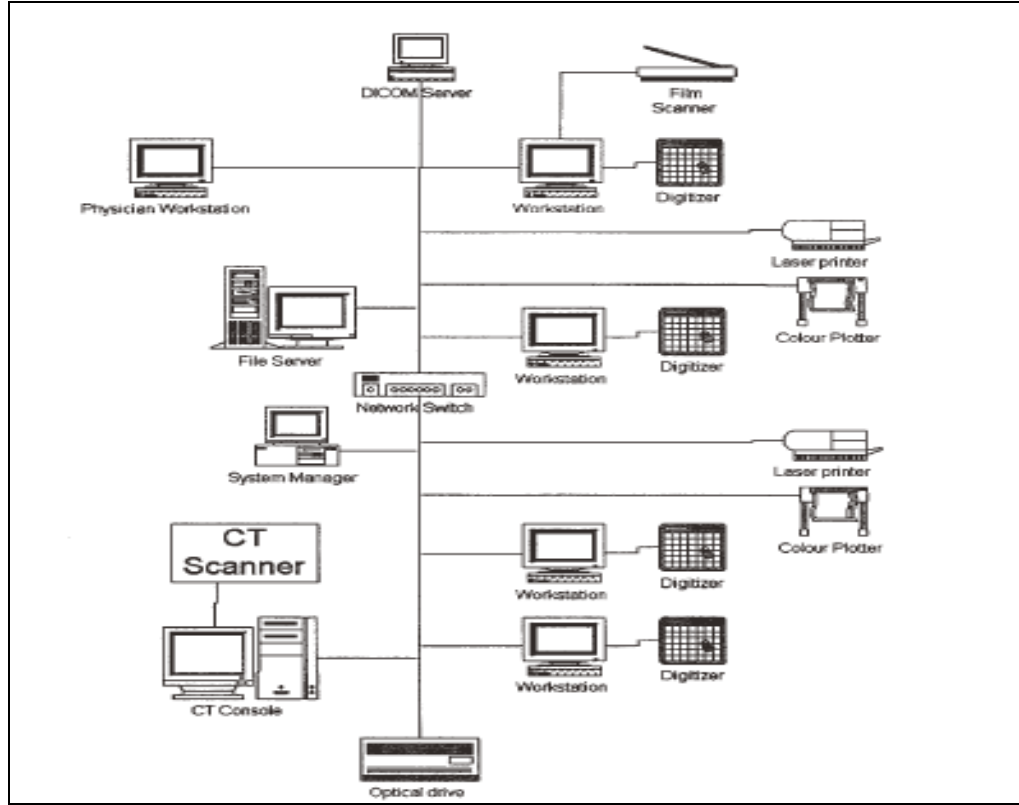
Merkezi işlem birimi, kullanıcı sistemin ve TPS yazılımının önerdiği hızda ve bellekte olmalıdır. Özellikle sistem hızı, randomize kullanım belleği (RAM), boş bellek, ve network özellikleri için yapılan tanımlamalar dikkate alınmalıdır.

Grafiksel görüntüleme ekranı genellikle hasta transversal anatomisi ile bire bir uyumlu olacak şekilde, 17-21 inch (43-53 cm) ya da daha büyüktür. Görüntü hızı, video kartları ve donanım sürücüleri ile arttırılabilir.

Hafıza ve kayıt işlemleri, çıkarılabilir araçlar ve iletişim ağı ile gerçekleştirilebilir. Çıkarılabilir araçlar; disketler, yeniden yazılabilir hard diskler, digital video diskleridir (DVDs). Arşivleme işlemi, ışın verileri, ışın parametreleri ve CT kesitleri, doz dağılımları gibi hasta verilerini içermektedir.

Çıktı aygıtları: renkli lazer yazıcılar, metin ve grafik yazıcılarıdır. Çıktı alınan kopyalar kağıt ya da film şeklinde olabilir.

İletişim, lokal çalışma birimlerindeki modemler ya da ethernet kartlar ile periferik aygıtlar ve çalışma birimi arasında bağlantı kurularak gerçekleştirilir. Şekil 2-1'de tedavi planlama sistemi bileşenleri görülmektedir (5).



Şekil 2-1: Tedavi planlama sistemi bileşenleri

2.1.2. Doz Hesaplama Algoritmalarının Klinik Uygulama Süreci

Doz hesaplama algoritmaları, rutin olarak klinikte kullanılmadan önce bir dizi gelişim basamağından geçer. Tablo 2-1’de tedavi planlama hesaplama algoritmalarının klinik uygulamasını içeren adımlar görülmektedir.

2.1.2.1. Doz Hesaplama Algoritmalarının Gelişimi

Doz hesaplama algoritmasının amacı hastanın her bir noktasına iletilen dozun mümkün olan maksimum doğrulukta hesaplanmasıdır. Radyasyonun insan dokusuyla etkileşimindeki karmaşıklık, uygulamada hızlı hesaplama süresine duyulan ihtiyaç ve doz hesaplama algoritmalarındaki kısıtlamalar sebebi ile fiziksel modellemeler kullanılmıştır. Bu algoritmalar normal şartlar altında makul doğrulukta hesaplama ihtiyacını karşılıyordu ama farklı koşullar altında belirsizlikler olabiliyordu. Daha karmaşık algoritmalar daha basit algoritmalarla karşılaştırıldığında daha az belirsizliğe sahip olmasına rağmen daha uzun hesaplama süresi gerektiriyordu. Doz hesaplama algoritması, bilgisayarlı tedavi planlama sistemi seçimindeki en önemli faktörlerden biridir (6).

Tablo 2-1: Tedavi planlama hesaplama algoritmalarının klinik uygulamasını içeren adımlar

İşlem	Kullanıcının kontrolü
Doz hesaplama algoritmalarının gelişimi — radyasyon etkileşimleri modeli tabanlı — kompleks fizik, yaklaşımları içerir — model belirsizlikler içerir — Sınırlı şartlarda çalışır	Kullanıcının kontrolünde değil
Yazılımda kodlanan algoritma — girdi çıktı rutinlerini içerir — tedavi tekniği seçeneklerini içerir — plan değerlendirme seçeneklerini içerir — kodun doğruluğundan emin olunmalıdır	Kullanıcının kontrolünde değil
Doz hesaplama algoritmaları için gerekli radyasyon verilerinin girişi — Sınırlı koşullarda elde edilen veri — doğal belirsizlikleri olan veri — rölatif ya da mutlak doz içeren veri	Kullanıcının kontrolünde
Programların klinik kullanımı — hasta verilerinin girişi — ışın yerleştirilmesi — doz hesaplatılması — değerlendirme, optimizasyon — görüntü çıktısı	Kullanıcının kontrolünde

2.1.2.2. Doz Hesaplama Algoritmaları Yazılımının Gelişimi

Algoritma, geliştirilen matematiksel formülü bilgisayar koduna dönüştürebilmelidir. Bu kodlama yazılımı:

- hasta görüntüsü veya kontür verilerinin kabulü için,
- hedef volümlerin ve normal dokuların kontürlenmesi için
- ışın geometrisi ve alan şekillerinin tanımlanması için,
- wedge, koruma bloğu, çok yapraklı kolimatörler (MLCs) gibi yardımcı araçların eklenebilmesi için.
- doğru bir doz hesabında makine ve hastaya bağlı parametrelerin hesaba katılması için,
- tedavi planlarının optimizasyonlarının ve değerlendirilmelerinin sağlanması için,
- monitör ekranında planın görüntülenmesi için,
- network üzerinden planın renkli baskısının elde edilebilmesi için gereklidir.

Kodun büyük bir kısmı bilgi iletimine giderken, çok küçük bir bölümü mevcut doz hesaplama matematiğinde kullanılır. Kullanıcı planlama sistemini satın aldığı anda algoritma seçimi yapabilirken algoritmanın ne kadar iyi kodlandığı hakkında herhangi bir kontrol gücüne sahip değildir. Bilgisayarın hızını etkileyen yazılım kısa yolları, bazı zamanlarda orjinal matematik formüllerinden ortaya çıkarılmıştır (6).

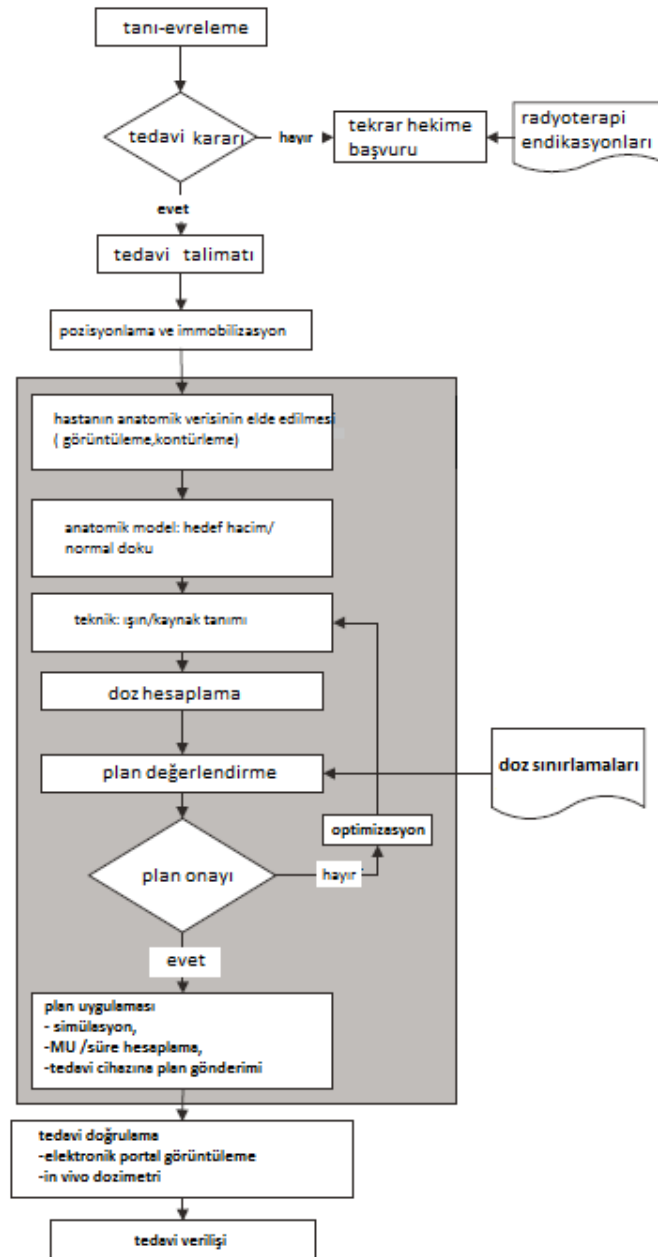
2.1.2.3. Doz Hesaplama Algoritmaları İçin Gerekli Radyasyon Verilerinin Girişi

Tüm algoritmalar radyasyon veri girişinin bazı formlarına ihtiyaç duymaktadır. Konvansiyonel tedavi planlama sistemleri için ışın verilerinin klinikte kullanılan her ışın kalitesi için ölçülmüş olması gerekmektedir. Veri girişinin doğruluğu ve kalitesi kullanıcı tarafından ölçülen ya da hesaplanan verilere dayanır. Pratik sebeplerden dolayı genellikle veriler belli derinlikler ve alan boyutlarında belirlenir. Hesaplamalar bir dizi ölçülen verinin devamı olduğundan çıkan sonuçlar iyice değerlendirilmelidir. Ölçülen veri kendi belirsizliklerine ya da verileri elde eden kişinin kullandığı detektörlerin tipine ve boyutuna, cihaz ışın üretirken gentri açısıyla ve zamanla fletness ve simetrideki değişimleri dikkate almasına bağlı olan belirsizliklere sahiptir.

Genellikle hem rölatif hemde absolute verilerin belirlenmesi gerekir. Rölatif veri, doz oranları oluşturulurken, absolute veri, cihaz verim kalibrasyonu sürecinde belirlenmelidir (6).

2.1.2.4. Programların Klinik Kullanımı

Sistem kabul edilip, kullanılmaya başlandığında, kullanıcının hastaya ait kontürler yada digital görüntüler gibi bilgilerin girişini yapması gerekmektedir. Daha sonra TPS optimize doz dağılımı ve absolute monitör ünit hesaplamalarını yapabilir. En uygun tedavi planının belirlenmesi kullanıcının kontrolünderken, doz ya da biyolojik sınırlamalar radyasyon onkologu tarafından belirlenir (6). Şekil 2-2’de radyoterapi planlama sürecindeki adımlar görülmektedir (7).



Şekil 2-2: Radyoterapi planlama sürecindeki adımlar

2.2. Model Tabanlı Doz Hesaplama İçin Temel Radyasyon Fiziği

Megavoltaj X-ışını oluşumu ve etkileşimlerinin incelenmesi, model tabanlı tedavi planlama algoritmalarının yapabileceklerini ve sınırlamalarını anlamak için önemlidir.

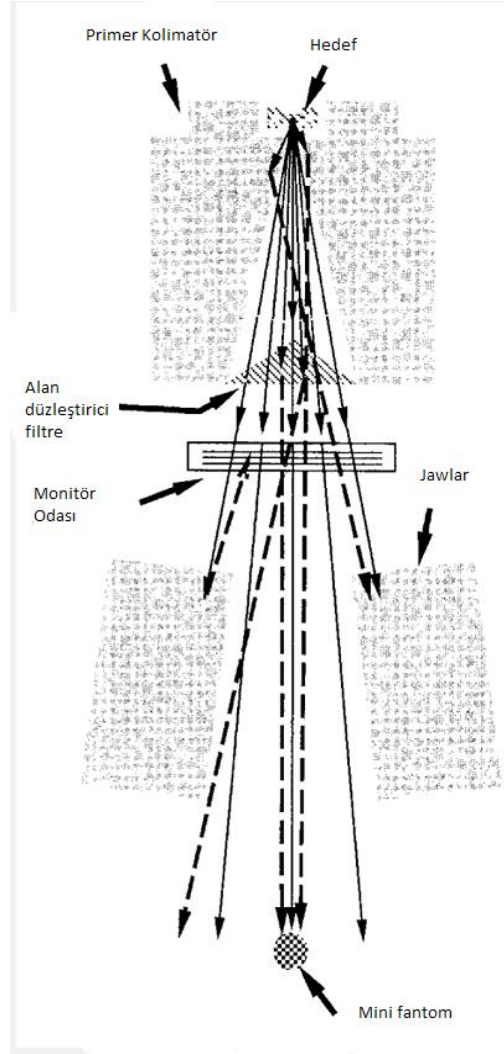
2.2.1. Megavoltaj Foton Oluşumu

Bremsstrahlung ya da frenleme radyasyonu, elektronların atom çekirdeği tarafından oluşturulan güçlü coulomb kuvveti ve daha az oranda orbital elektronlarla etkileşiminde oluşur. Lineer hızlandırıcılarda oluşturulan foton ışınlarının başlıca spektrumu 1 den 2 Mev' e kadar pik oluşturur. Işının ortalama enerjisi hızlandırılan enerjinin yaklaşık olarak üçte biridir. Daha yüksek enerjilerde foton ışınlarının giriciliği artar (4).

Bremsstrahlung radyasyonu, hızlandırıcıda üretilen yüksek enerjili elektronlar, çoğunlukla tungstenden yapılmış hedefe çarptığında meydana gelir. Primer fotonların üretildiği alanın boyutu birkaç milimetredir (8). Kaynağın ölçülebilir boyutu, alan kenarlarında bir miktar belirsizliğe sebep olmaktadır. Penumbranın genişliği kolimatörler ve kaynak arasındaki mesafeye de bağlıdır. Primer kolimatör ve koni şeklindeki tungsten, tedavide kullanılabilen maksimum alan boyutunu belirler.

Megavoltaj enerjilerde bremsstrahlung ileri yönde oluşur. Çoğu hızlandırıcıda, ışın yoğunluğunu daha homojen yapmak için merkezi eksendeki akı değişimini absorblayan koni şeklinde bir filtre yerleştirilir. Genellikle düzleştirici filtre, alanı az miktarda düzleştirir. Böylece, yoğunluk merkezi eksenden alan kenarlarına doğru artış gösterir. Bu yoğunluk omuzları, alan kenarlarında saçılan dozu kompanse ederek derinliklerdeki doz profilini daha homojen yapar.

Alan düzleştirici filtrenin varlığı enerji spektrumunu da değiştirmektedir. Filtrenin daha kalın olan merkezdeki kısmından geçen yüksek enerjili foton miktarı, filtrenin daha ince olan alan kenarına yakın olan kısmından geçenden daha fazladır. Şekil 2-3'te bir lineer hızlandırıcının hedefinde oluşan bremsstrahlung fotonları ve ışının alan düzleştirici filtreden geçişi gösterilmektedir (4).



Şekil 2-3: Lineer hızlandırıcının kafa yapısı (primer fotonlar düz çizgi ile, saçılan fotonlar kesikli çizgi ile gösterilmiştir).

2.2.2. Compton Saçılması

Compton saçılmasının dozimetrik hesaplamalarda etkisi vardır. Saçılmanın iki kaynağı vardır: Tedavi cihazının kafası ve hasta (ya da fantom). Her birinde oluşan saçılma, komplike bir şekilde alanın boyutuna ve şekline bağlıdır. Hastadan oluşan saçılmada belirsizlikler vardır. Yüzeeye yakın derinliklerde ve yüksek enerjili ışınlarda hızlandırıcıdan oluşan saçılma bu belirsizliğin bir miktar daha artmasına katkıda bulunur. Hesaplama tabanlı tedavi planlamadaki belirsizliğin çoğu saçılmanın kaynağındaki uzaysal dağılımına ve büyüklüğüne bağlıdır.

Primer X-ışını sınırlı kaynak pozisyonundan çıktığından, daha sonra kafadan saçılan fotonlarla ve elektronlarla kontamine olduğu düşünülebilir. Primer kolimatör ve alan düzleştirici filtre, hızlandırıcının kafasında oluşan saçılmış dozun büyük bir

bölümüne sebep olurlar. Primer kolimatör hedefe yakındır ve maksimum alan radyusunu belirler. Bu bileşende daha çok fotonlar birbirini etkilerler ama büyük çoğunluğu sızamazlar. Primer kolimatörden saçılan radyasyon, targete çok yakın olduğundan merkezi eksenenden çok az uzaklıkta yayılan ışınlar biçimindedir. Düzleştirici filtre foton insidansının büyük bir bölümünü en çok da compton saçılması ile oluşan insidansı durdurur. Hızlandırıcının kafasında üretilen fotonların çoğu hızlandırıcıdan çıkabilmeleri için ileri yönde olmalıdır. Hızlandırıcıda oluşan saçılan fotonların enerji spektrumu primer enerji spekturumu ile geniş bir yayılımı üst üste gelirler. Bu nedenle farklılık sayısal olarak hesaplanmalıdır, niteliksel olarak değil. Kolimatör jawları açıldığında daha fazla saçılmış radyasyon tedavi kafasından çıkar. Jaw açıklığının artması, jawlardan monitör odasına saçılan foton sayısında bir miktar azalmaya sebep olur. Bu devrede ters etki yaparak hızlandırıcı akımında artışa sebep olur. Bu etkilerin her ikisi mini fantom ile havada ölçülen cihaz veriminde, alan boyutuyla artış olmasını ifade eder. Bu kolimatör saçılması olarak adlandırılır. Primer kolimatörden ve düzleştirici filtreden saçılan fotonlar, geometrik alan sınırı dışındaki foton akışına da eklenirler.

Hastadan saçılan fotonlar, yoğunlukla ileri yönde iken doza tüm yönlerde katkıda bulunurlar. Cihazda meydana gelen saçılmada olduğu gibi, fantom saçılması da alan boyutu ile artar. Ancak fantomda oluşan saçılmada ışının giricilik özelliğinde değişme olur. Alan boyutu arttıkça, fantom saçılması ışının önemli bir oranda derinlikle beraber artmasına sebep olur. Bu etki doz hesaplamalarında önemlidir (4).

2.2.3. Elektron Transportu

Fotonlar, dolaylı iyonlaşan radyasyondur. Mega-voltaj enerjilerde yüklü parçacıkların erişim mesafesi birkaç santimetre olabilir. Yüklü parçacıklar yoğunlukla ileriye doğru hareket ederler ama saçılan parçacıklar yavaşlarlar. Doz depolanmasının indirekt doğası foton doz dağılımında önemli sonuçlar meydana getirir.

Eksternal foton ışınlarında doz, hastanın cildinden sonra artar. Bunun sebebi hasta yüzeyinden uzaklaşıldıkça hareketli yüklü parçacık sayısındaki artıştır. Böylece cilt dozu düşük olur. Foton ışınlarının enerjilerine göre dozun maksimuma ulaştığı bir derinlik vardır. Bu derinlik d_{max} olarak adlandırılır. Hastadaki bir noktada, yüklü parçacıkların penetrasyon uzaklığına eşit bir derinlikte, yavaşlayan yüklü parçacıklar hareketlenen yüklü parçacıklar tarafından yeniden doldurulur ve yüklü parçacık dengesi

(CPE) meydana gelir. Bu durumda bir noktadaki doz, aynı noktadaki fotonların enerji akısıyla orantılıdır. Yüklü parçacık dengesinin temel şartı, fotonların enerji akısının elektronların hareket alanı dışında sabit olmasıdır.

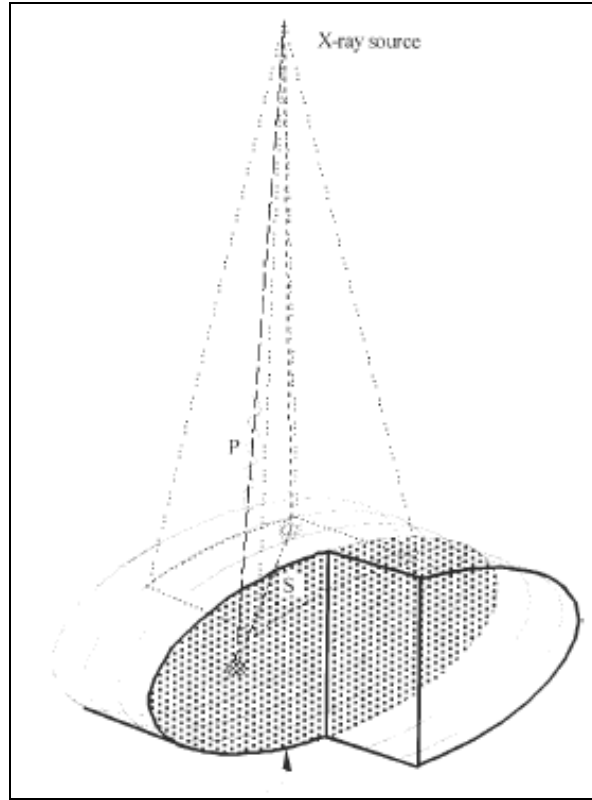
Hızlandırıcının kafasında üretilen ve havada hızlandırıcıdan hastaya geçen elektronlar kontamine elektronlar olarak adlandırılır. Bu elektronların build-up bölgesi ve build-up bölgesinin biraz ilerisindeki etkileşimleri özellikle geniş alanlarda doza önemli bir katkıda bulunurlar.

CPE alan penumbrasının yakınında gerçekleşmez. Bir çok lineer hızlandırıcıda alan penumbrası çoğunlukla alan dışına çıkan elektronların, alan dışında tekrar yüklenememesinden dolayı dengenin değişmesine bağlıdır. CPE, yalnızca alan sınırlarından uzaktaki lateral elektron dağılımından belirlenebilir (4).

2.3. Doz Hesaplama Algoritmaları

Bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerinde kullanılan çok sayıda doz hesaplama algoritması vardır. Bilgisayar gücünün hızla değişen yapısından dolayı, bu tekniklerin uygulanması sık sık gelişen bir süreçtedir.

İlk TPSs, suda kare alanlardaki 2D dağılım verilerinin rölatif olarak değerlendirilmesi ile doz dağılımlarını oluşturuyordu. Bu veriler merkezi eksen yüzde derin dozlarının (PDDs) matrislerini ve bir kaç kritik organın bir kaç derinlikte yüzde derin dozlarının matrislerini içeriyordu. Bu tip algoritmalar hem fotonlarda hem de elektronlarda tedavi planlamada kullanılıyordu ve çok hızlı doz hesaplanmasını sağlıyorlardı. Ancak, hastadaki 3D saçılmaları doğru olarak temsil etmiyorlardı. Radyasyonun hasta üzerindeki etkisi Şekil 2-4'te görülmektedir (5).



Şekil 2-4: Radyasyon ışınının hasta üzerindeki etkisinin şematik gösterimi. Gölge kesit doz hesaplama düzlemini temsil eder. Bu düzlemdeki her bir nokta primer radyasyon (P), hastanın bir kesitinde oluşan saçılan radyasyon (S) olarak kabul edilir.

2.3.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar

Hastadaki doz dağılımının hesaplanması, su fantomunda elde edilen ölçümlerin düzeltilmesi temeline dayanır. Referans koşullarda, su fantomunda, düzenli tedavi alanlarında TAR, TPR, Verim faktörü ve OAR ölçümleri elde edilir. Hastadaki dozun bulunmasında ışın düzenleyiciler için, doku eksikliği için, doku inhomojenitesi için bir çok düzeltme faktörü uygulanır.

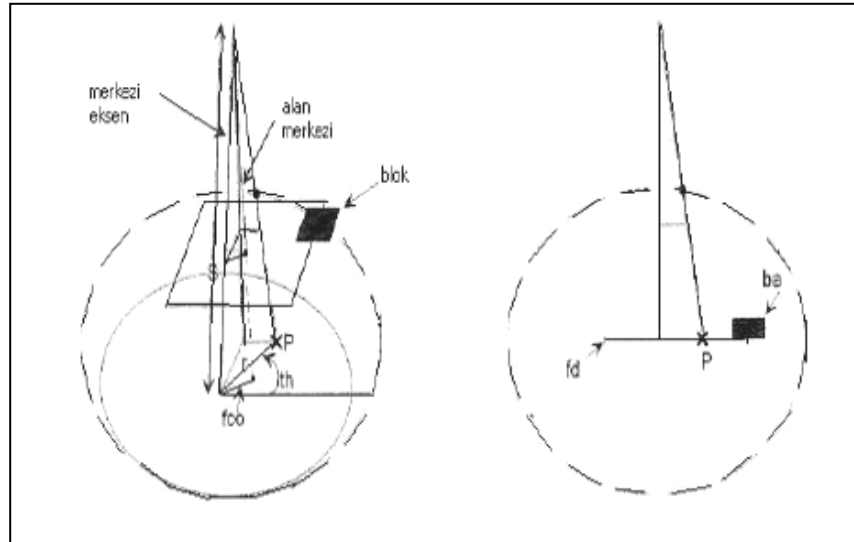
Lineer azalma metodu, efektif azalma katsayısı metodu, Power Law (Batho) metodu, doku hava oranları metodu (RTAR), eşdeğer doku hava oranı (ETAR) metodu başlıca inhomojenite düzeltme yöntemleridir. Bu metotlar ölçüm verilerine dayanır ve çok hızlıdır. Inhomojenite düzeltme faktörü; $ICF = \frac{\text{heterojen ortamdaki doz}}{\text{aynı noktada homojen ortamdaki doz}}$

şeklinde ifade edilir (9).

2.3.1.1. Clarkson Algoritması

Clarkson algoritması; hasta içindeki doz dağılımını simüle etmek için hasta verileri, tedavi makinesi verileri ve set-up bilgilerini kullanır. Hasta bilgisi hastanın tedavi edilmek istenen bölgesine ait bağıl elektron yoğunluğu bilgisini içermektedir. Bağıl elektron yoğunluk değerleri, ilgili bölgenin CT verileri tedavi planlama bilgisayarına girilmek suretiyle bulunabileceği gibi, literatürde de organlar için tanımlanmış olan bağıl elektron yoğunluğu değerleri kullanılabilir. Tedavi makinesine ait veriler, her bir enerji için ayrı ayrı olmak üzere, kare alanların geniş bir aralıkta, farklı derinliklerde merkezi ekseninde derin dozlarının ve off-axis profillerinin elde edilmesine ve bu verilerin TPS'ye girilmesine dayanır.

3D bir anatomik yapı için enine (transvers), boyuna (sagittal), yanlamasına (coronal) düzlemler mevcuttur. Bu algoritma sadece enine düzlemdeki, merkezi eksen kabul ettiği tek bir kesitte hastanın anatomisine ait verileri kullanır ve tüm alan, merkezi kesitin aynı olan homojeniteye sahip kesitlerden oluşuyormuş gibi kabul ederek hesaplar. Homojen bir yapı için saçılma hesapladığını varsaymaktadır. Hastanın dış konturu üzerindeki doku eksikliklerini de hesaba katmaz. Hastadaki homojen olmayan yapılar (akciğer ve kemik gibi), bolus, ışın düzenleyiciler olan wedge, kompensatör ve koruma blokları için merkezi eksen üzerindeki primer radyasyon bileşeni için değişimi hesaba katar. Şekil 2-5'te Clarkson algoritması şematik olarak görülmektedir.



Şekil 2-5: Clarkson algoritmasının şematik gösterimi

Bu algoritmada doz, primer ve saçılan dozların toplamı şeklinde, d derinliğinde bir düzlemdeki (x,y) noktasında hesaplanır.

$$D(x,y,d) = \Phi(x,y) [TAR(0,d_{eff}) + SAR(x,y,d_{eff})]$$

Burada TAR, belli bir (x,y) noktasında tanımlanan d_{eff} derinliğinde merkezi eksenindeki doku hava oranıdır. SAR, belli bir (x,y) noktasında ve d_{eff} derinliğinde tanımlanan saçılmanın havaya oranı, Φ ise başlangıç akısıdır. Clarkson algoritması, her bir ışın için etkin yol boyunca primer ve saçılan dozları hesaplayarak doku inhomojenitelerinin etkisini hesaba katar. Dolayısıyla merkezi eksen dışındaki saçılmalar üzerinde düzeltme yapamadığı için, farklı elektron yoğunluğuna sahip anatomik yapıları aynı alan içinde tedavi etmek istediğimizde bizi gerçek sonuca götürmeyeceği düşünülmektedir (10).

2.3.2. Model Tabanlı Algoritmalar

Bu algoritmaların kullanımında hem avantaj hem de dezavantajlar vardır. Dezavantajlarından biri her bir özelliğin net bir şekilde dahil edilmesi zorunluluğudur. Örneğin, doz build-up, penumbra ve fantom saçılmalarının hepsi ölçülen doz dağılımlarının içinde mevcuttur ve bunlar için belirgin bir modellemeye gerek yoktur. Her ne kadar bütün bu karakteristikler hastadan hastaya değişiyor ve düzeltilmesi gerekiyor olsa da, çoğu kez radyasyonun iletimini doğrudan hesaplayarak simule eden bir model kullanmak daha verimli ve doğru sonuçlar verir (4).

Düzeltilme tabanlı metotlara göre, model tabanlı algoritmalarda hesaplama süresi daha uzundur ve model tabanlı algoritmalar, lineer hızlandırıcıdan sağlanan radyasyon alanının daha doğru tanımlanmasını gerektiren hastada absorbe edilen enerjinin daha yüksek uzaysal çözünürlüğünü sağlarlar. Model tabanlı algoritmalar için radyasyon kaynağından çıkan radyasyon alanının ek bir modellenmesi gerekmektedir.

Günümüzde kullanılan tedavi planlama sistemleri tarafından model tabanlı algoritmaların çeşitli uygulamalarıyla standart algoritmalar oluşturulmuştur. Model tabanlı algoritmaların en basit formu pencil-beam algoritmasıdır ve standart hızdadır. Daha karmaşık ve doğru alan ise süperpozisyon algoritmalarıdır.

Enerjinin hastada absorblanması yani doz depolanması bu metotlarda pek çok basamağa ayrılır. Enerji absorpsiyonunun düşünülmesinden önce tedavi cihazının radyasyon verimi modellenmelidir. Bu da lineer hızlandırıcıdan çıkan fotonların primer

enerji akısı modellenerek yapılır. Primer fotonların hesaplanan enerji akısı, hastada enerji absorpsiyonu ve transportunun hesabında input olarak kullanılır. Öncelikle, primer fotonların absorpsiyonu düşünülür ve TERMA (total energy released per unit mass) ile ifade edilir. Sonrasında, ikincil elektronlar ve fotonlar ile bu enerjinin transportu belirli doz kernel'lerin kullanılması ile hesaba katılır. Primer foton akısı, TERMA ve doz kernelleri, homojen ve inhomojen ortamlarda doz hesaplamalarında kullanılırlar (11).

2.3.2.1. Primer Foton Akısının Modellenmesi

Radyasyon alanı, primer fotonların, saçılmış fotonların ve elektronların karmaşık bir karışımıdır. Doğru bir doz hesaplaması için; parçacığın enerji spektrumları, hız yönlerinin spektrumu ve lateral dağılımı yada akısı gibi fiziksel özelliklerinin bilinmesi gerekir.

Parçacığın enerji spektrumu, hız yönlerinin spektrumu ve lateral dağılım ya da akı merkezi ışın eksenine dik düzlemde tanımlanmıştır. Lineer hızlandırıcının en basit yaklaşıklığı primer fotonların etkin akısı, ölçümlerin kalibre edilmesiyle elde edilen parametreler ile modellenerek gerçekleştirilir.

Bu modellerin temel varsayımı; enerji spektrumunun demet eksenine göre fotonların lateral lokalizasyonundan bağımsız olduğudur. Bu enerji spektrumunun klinik uygulamasının sağlanmasında iki temel metot vardır.

İlk metot; Monte Carlo simülasyonu ile primer foton ışınlarının tümünün hesaplanması yaklaşımıdır. Tedavi kafasındaki ilgili bileşenlerin fiziksel özelliklerinin ve geometrik lokalizasyonlarının tam olarak bilinmesi ile bu hesaplamalar lineer hızlandırıcının başlangıç elektron demetini karakterize eden elektronların ortalama enerjisi, enerji spektrumu değişimi ve elektron demetinin açısal diverjansı parametrelerine bağlıdır.

İkinci metot ilkinde göre daha pratiktir. Ölçülen derin doz verileri ile önceden hesaplanan derin doz eğrilerinin enerji ağırlıklı toplamının karşılaştırılması ile yapılır.

Model tabanlı algoritmaların uygulanması için enerji spektrumunun yanı sıra primer akının uzaysal dağılımının da modellenmesi gerekir. En azından aşağıdaki etkilerin bütün algoritmalar tarafından hesaba katılması gerekir.

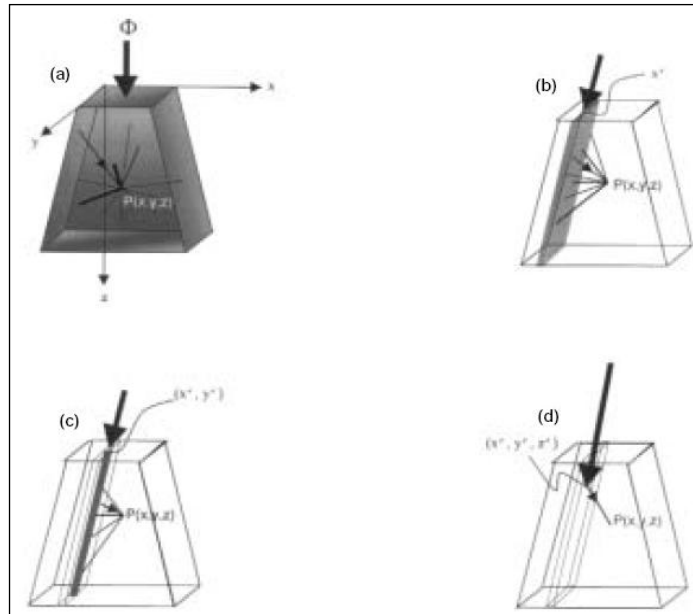
- Işın homojenitelerini içeren primer akı dağılımının uzaysal şekli

- Uzaysal olarak genişletilmiş foton kaynağı boyunca lateral penumbradaki genişleme
- Kolimatör saçılması
- Ortam içerisindeki akının azalması

2.3.2.2. Doz Kerneller

Model tabanlı algoritmalarda iki elementel doz kernel kullanmak yaygındır. En temel doz kernel point spread kerneldir, $k(r, r', E)$; r' koordinatında E enerjili primer fotonların etkileşimi ile yaratılan r koordinatında suda absorblanan enerjinin dağılımını verir.

İkinci sınıf ve son yıllardaki tedavi planlama sistemlerinde yaygın olarak kullanılan doz kernel pencil beam'dir. Pencil beam kernel fotonların sonsuz ışını boyunca bütün point spread kernel'lerin integrasyonu ile elde edilir. Pencil beam kerneller, merkezi kernel eksenı boyunca su ortamında doz hakkında daha yoğunlaştırılmış bilgi kullanır. Point spread kernel'den fiziksel yöntemlerin daha kaba bir örnekleme sağlanır. Bu sebepten karmaşık doku inhomojenitelerinin olduğu bölgelerde pencil beam kernel'lerine dayanan doz hesaplamalarının adaptasyonu zordur. Diğer yandan, pencil beam kernel'ler doz hesaplama sürelerinin kısa olması nedeniyle avantajlıdır. Şekil 2-6'da çeşitli doz kernellerin doza katkısı gösterilmiştir (11).



Şekil 2-6: Çeşitli saçılma kernellerinin doza katkısı a) Beam kernel b) Slab kernel c) Pencil Beam kernel d) Point kernel

2.3.2.3. Convolution - Superposition Methodu

Convolution-superposition, model-tabanlı doz hesaplama metoduna sahiptir ve bir çok araştırmacının katılımıyla son 20 yıldır geliştirilme aşamasındadır. Bu metod tedavi planlama sistemlerinde en yaygın kullanılan yöntemdir. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler yeterince hızlı hesaplamalar yapılmasını sağlamaktadır.

Convolution-superposition metodu foton ışınlarının doz iletimindeki dolaylı davranışının modellenmesiyle başlamıştır. Bu modele göre primer fotonlar, saçılan fotonlar ve harekete geçen elektronlarla ayrı ayrı etkileşir (4).

TERMA ve doz kernel, doğru absorbe doz hesabı elde etmek için birleştirilir. Model tabanlı algoritmaların en genel yaklaşımı superpozisyon metodudur. r^1 noktasındaki bütün primer etkileşimlerden kaynaklanan tanımlanmış enerji spektrumu ve TERMA'ya oranla katkılarını ağırlıklandıran bütün doz kernel'lerden $k(\vec{r}, \vec{r}^1, E^1)$ doz katkılarının üst üste bindirildiği tarafta (r) noktasında dağıtılan dozu yaratır.

$$D(\vec{r}) = \int dE^1 \int d^3r^1 T(\vec{r}^1, E^1) k(\vec{r}, \vec{r}^1, E^1)$$

Superpozisyon yaklaşımı homojen ortamda doz hesabı için uygulanan karmaşık bir metottur. Fakat doku inhomojenitelerinin olduğu bölgelerdeki doz hesaplama için çok iyi bir şekilde kullanılır (11).

2.3.3. Monte Carlo Metodu

Monte Carlo tekniği, milyonlarca foton ve parçacığın madde içinde iletimini simule eden bir bilgisayar programından oluşur. Foton ve parçacıkların bireysel etkileşmelerinin olasılık dağılımlarını, temel fizik kanunlarını kullanarak gösterir. Ne kadar çok simule edilen parçacık olursa, o kadar yüksek doğrulukla doz dağılımları tahmin edilebilir. Bununla birlikte simule edilen parçacıklar arttıkça, hesaplama zamanı da artacaktır. Doz dağılımı, ortam içinde enerji birikimini arttıran iyonize olayların paketler halinde toplanmasıyla hesaplanır. Yeterli doğrulukta tedavi planlama simülasyonları yapabilmek için birkaç yüz milyondan, bir milyara kadar parçacık etkileşiminin hesaplanması gerektiği tahmin edilmektedir (12).

2.4. Doz Dağılımları ve Saçılma Analizi

Radyasyonla tedavi edilen hastalarda doz dağılımını ölçmemiz mümkün olmadığından, doz dağılımları doku eş değeri fantomlarla yapılan ölçümler sonucu elde edilir. Bu temel bilgiler gerçek hastadaki doz dağılımlarını tahmin etmek için bulunan doz hesaplama sistemlerinde kullanılır. Bu nedenle, uluslararası protokoller ile tanımlanmış çeşitli kavram ve büyüklükler vardır (12).

2.4.1. Derinliğe bağlı doz değişimleri

Radyasyon ışını hastadan (veya bir fantomdan) geçerken absorbe doz derinlikle değişir. Bu değişim çeşitli koşullara bağlıdır. Bunlar ışın enerjisi, derinlik, alan boyutu, kaynaktan uzaklık ve ışın kolimasyon sistemidir. Böylece hastadaki dozun hesaplanması bu parametrelerle ilgili özellikleri içerir.

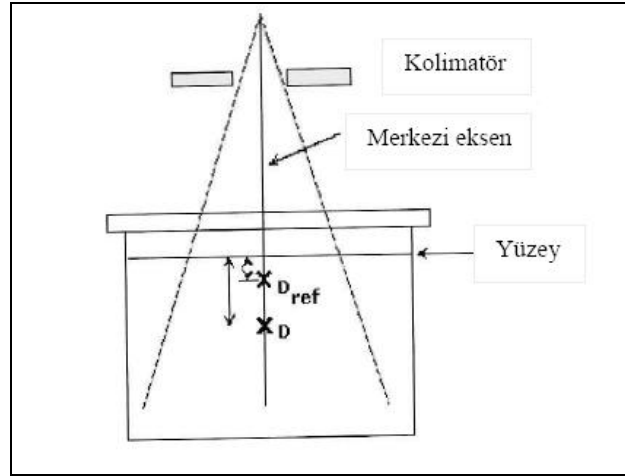
Doz hesaplama sistemindeki temel adım, merkezi eksen boyunca derinliğe bağlı doz değişimlerini hesaplamaktır. Bu amaçla % DD (Yüzde derin doz), TAR (Doku Hava Oranı), TPR (Doku Fantom Oranı), TMR (Doku Maksimum Oranı), SAR (Saçılma Hava Oranı) gibi büyüklükler tanımlanmıştır. Bu büyüklükler genellikle su fantomlarında küçük hacimli iyon odaları kullanılarak yapılan ölçümlerden çıkarılmaktadır. Termoluminesans dozimetri (TLD), diyot ve film dozimetrisi diğer ölçüm yöntemleridir (12).

2.4.1.1. Yüzde derin doz (% DD)

Doku (fantom) içinde, merkezi eksen üzerinde bir d derinliğinde absorblanan dozun, merkezi eksen üzerinde d_0 referans derinliğinde absorblanan doza oranıdır. Orta voltaj ve düşük enerjili X-ışınlarında referans derinlik yüzeyde alınırken ($d_0=0$), yüksek enerjili X-ışınlarında absorblanan dozun maksimum olduğu derinlikte ($d_0= d_{max}$) alınır (12).

$$PPD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100$$

Şekil 2-7’de yüzde derin doz şematik olarak gösterilmiştir.



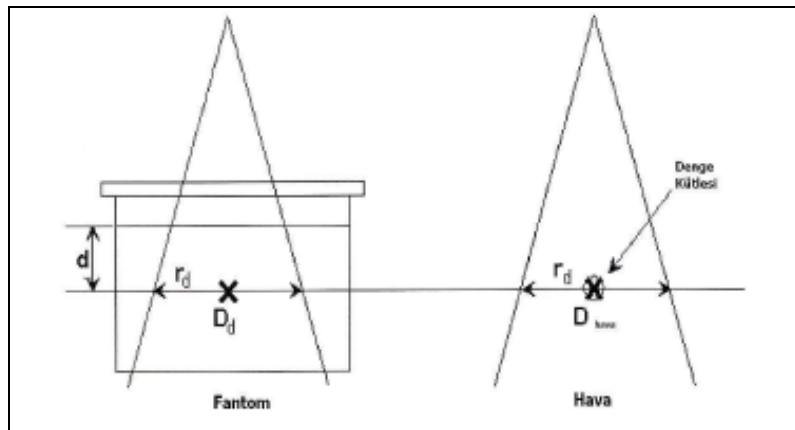
Şekil 2-7: % DD' un şematik gösterimi

Birçok parametre merkezi eksen derin doz dağılımını etkiler. Bu parametreler; ışın kalitesi ya da ışın enerjisi, derinlik, alan boyutu ve şekli, kaynak cilt mesafesi (SSD), ışın kolimasyonudur (12).

2.4.1.2. Doku Hava Oranı (TAR)

Doku (fantom) içinde, belli bir d derinliğindeki dozun, aynı noktada havada ölçülen doza oranıdır.

$$TAR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{hava}}$$



Şekil 2-8: TAR'ın şematik gösterimi

TAR, derinliğe, alan boyutuna ve ışın enerjisine bağlıdır, ancak SSD'den bağımsızdır. Şekil 2-8'de TAR'ın şematik olarak gösterimi görülmektedir (12).

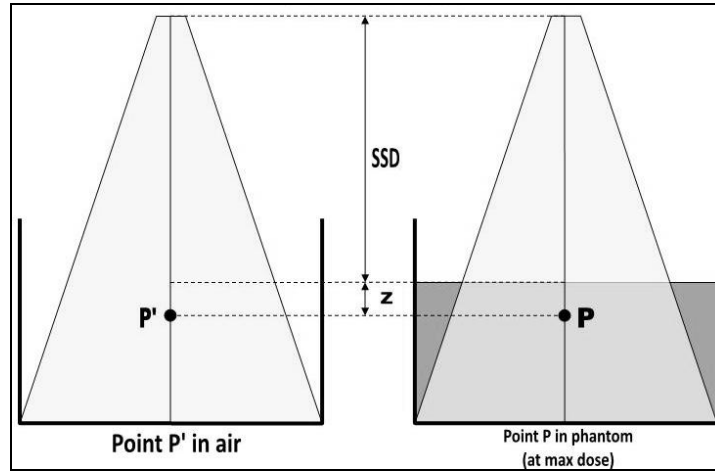
2.4.1.3. Geri Saçılma Faktörü (BSF)

Geri saçılma faktörü, ışın merkezi ekseninde maksimum doz derinliğindeki TAR'dır. BSF, derinliğe, alan boyutuna ve ışın enerjisine bağlıdır, ancak SSD' den bağımsızdır. BSF, Şekil 2-9'da şematik olarak gösterilmiştir (12).

$$BSF = \frac{D_{max}}{D_{hava}}$$

$$BSF = TAR(d_m, r_{dm})$$

(r_{dm} ; maksimum doz derinliğindeki alan boyutu)



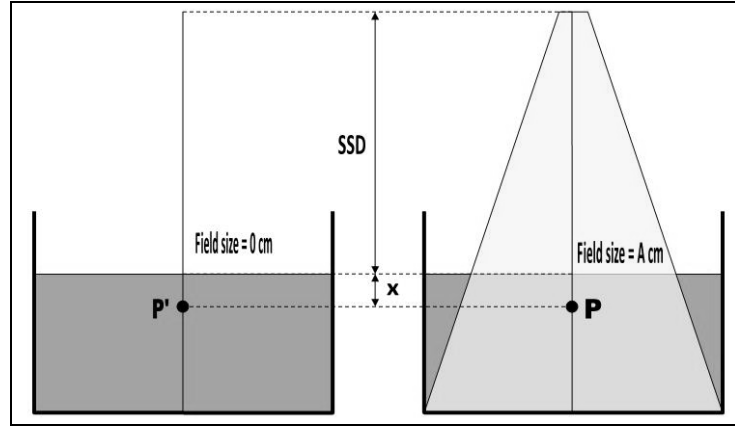
Şekil 2-9: BSF'nin şematik gösterimi

2.4.1.4. Saçılma Hava Oranı (SAR)

Fantomda verilen bir d derinliğindeki saçılan dozun, aynı noktada havadaki doza oranıdır. SAR'lar ortamda saçılan dozu hesaplama amacı ile kullanılır. Fantomda bir noktadaki saçılmış doz, o noktadaki toplam doz primer doza eşit olduğundan matematiksel olarak verilen alandaki TAR ve 0x0 alan arasındaki TAR farkına eşittir. SAR, derinliğe, alan boyutuna ve ışın enerjisine bağlıdır, ancak SSD' den bağımsızdır.

$$SAR(d, r_d) = TAR(d, r_d) - TAR(d, 0)$$

Burada $TAR(d, 0)$, saçılmış radyasyonun olmadığı ışının birincil bileşenini temsil eder. Şekil 2-10'da SAR şematik olarak gösterilmiştir (12).



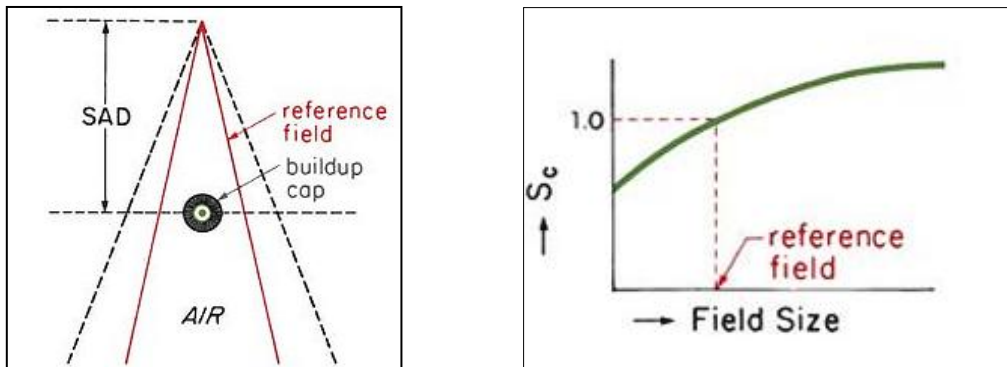
Şekil 2-10: SAR'ın şematik gösterimi

2.4.2. Doz Hesaplama Parametreleri

Bir ortamda, bir noktadaki doz primer ve saçılan bileşenlerden olur. Primer doz kaynaktan çıkan ilk yada esas fotonların katkısıyla oluşurken, saçılan doz saçılan fotonlar sonucunda oluşur. Saçılan doz, kolimatör ve fantom saçılmalarının bileşimidir.

2.4.2.1. Kolimatör Saçılma Faktörü (S_c)

Havada ölçülen ışın verimi alan boyutuna bağlıdır. Alan boyutu arttıkça, primer ışına eklenen kolimatör saçılması arttığından ışın verimi de artar. Kolimatör saçılması (S_c) genellikle verim faktörü olarak da adlandırılır ve verilen alanda havadaki verimin referans alana oranı olarak tanımlanır. S_c , build-up kepinin büyüklüğü, kullanılan ışın enerjisinin build-up bölgesine yeterli olacak bir iyon odası ile ölçülebilir. Şekil 2-11'de S_c ölçüm düzeneği ve referans alana normalize edilmiş rölatif verimin alan boyutuna göre değişimi gösterilmiştir (12).



Şekil 2-11: S_c ölçüm düzeneğinin ve rölatif S_c değerinin alan boyutuna göre değişiminin şematik gösterimi

2.4.2.2. Fantom Saçılma Faktörü (S_p)

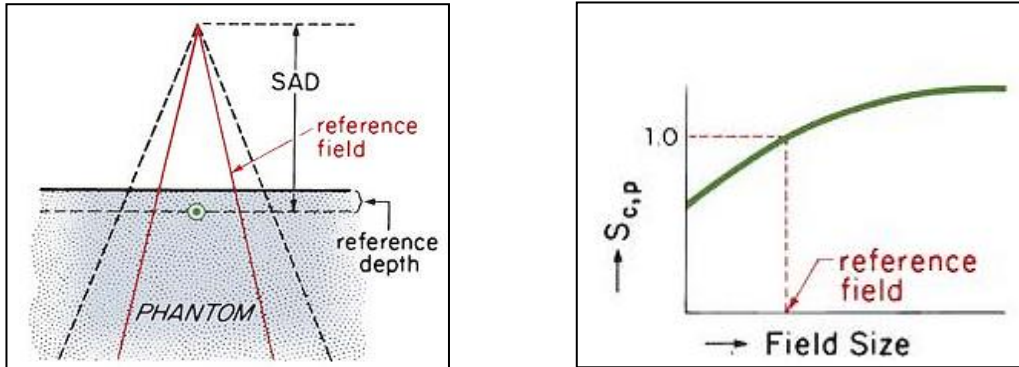
Fantom saçılma faktörü (S_p), bir alandaki referans derinlikte doz hızının, aynı derinlikte aynı kolimatör açıklığında referans alan boyutundaki (10x10) doz hızına oranı olarak tanımlanabilir. Foton ışınlarında, maksimum doz derinliğindeki S_p , verilen alanın BSF ile referans alanın BSF'nin oranı olarak tanımlanabilir.

$$S_p(r) = \frac{BSF(r)}{BSF(r_0)} \quad r_0: \text{referans alan (10x10)}$$

S_p 'nin belirlenmesinde tüm enerjilerde kullanılabilen daha pratik bir metot;

$$S_p(r) = \frac{S_{c,p}(r)}{S_c(r)}$$

Toplam saçılma faktörü (S_{cp}), referans derinlikte verilen alan boyutu r deki doz hızının, aynı nokta ve derinlikteki referans alan boyutundaki (10x10) doz hızına oranı olarak tanımlanır. S_{cp} , kolimatör ve fantom saçılmasını içerir, S_c 'ye bölüldüğünde $S_p(r)$ elde edilir. Şekil 2-12'de S_{cp} ölçüm düzeneği ve S_{cp} 'nin alan boyutuna göre değişimi gösterilmiştir (12).



Şekil 2-12: S_{cp} ölçüm düzeneğinin ve rölatif S_{cp} değerinin alan boyutuna göre değişiminin şematik gösterimi

2.4.2.3. Doku Fantom Oranı (TPR)

TPR, fantomda herhangi bir d derinliğindeki noktada ölçülen dozun, sabit bir referans derinlikte tanımlanmış olan noktadaki doza olan oranıdır. TPR, fantomda merkezi eksen üzerinde tanımlanır. TPR özellikle yüksek enerjili ışınlarda hava dozu ölçümleri zor olduğu için TAR'ın yerine kullanılır (12).

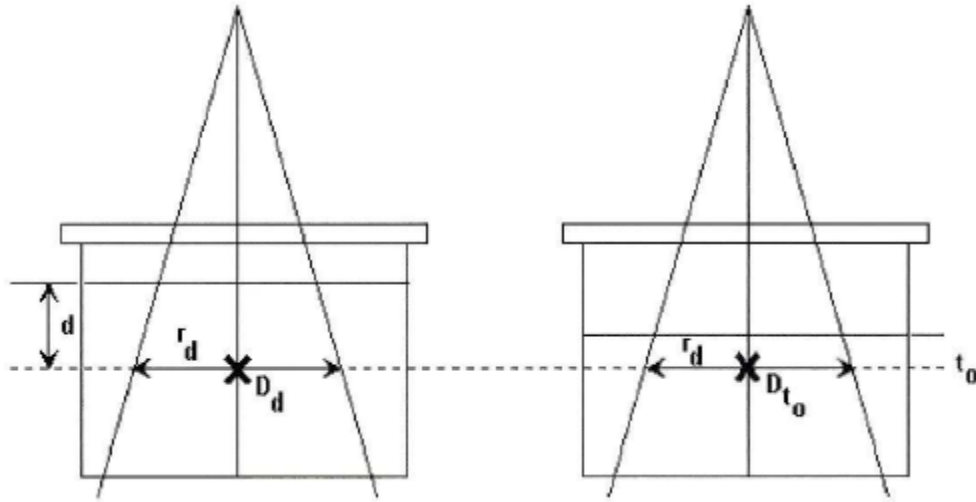
$$TPR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{t_0}}$$

Burada t_0 referans derinliğidir.

2.4.2.4. Doku Maksimum Oranı (TMR)

TMR dokuda (fantomda), merkezi eksen üzerinde tanımlanmış herhangi bir d derinliğindeki noktada ölçülen dozun, aynı koşullarda maksimum doz derinliği olan $d_{\max}$ noktasında ölçülen doza oranıdır. $TMR = \frac{D_d}{D_{\max}}$

TMR, TPR'nin $d_{\max}$ 'a normalize edilmesi ile elde edilen özel bir durumudur. (Şekil 2-13)



Şekil 2-13: TPR ve TMR'nin şematik gösterimi

2.4.2.5. Saçılma Maksimum Oranı (SMR)

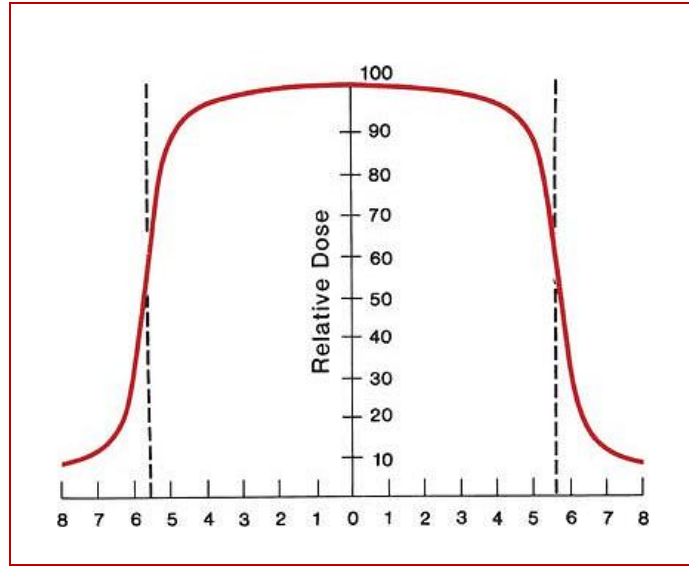
Ortamdaki saçılmış dozun hesabının yapılabilmesi için ortaya konulmuş bir büyüklüktür. Fantomda verilen bir noktadaki saçılmış dozun, $d_{\max}$ 'ta aynı noktadaki efektif primer doza oranıdır. Matematiksel olarak;

$$SMR(d, r_d) = TMR(d, r_d) \left[\frac{S_p(r_d)}{S_p(o)} \right] - TMR(d, 0) \text{ şeklinde ifade edilir (12).}$$

2.4.2.6. Doz Profili

Doz profili, ışınlanan doku volümü içinde dozun, bir çizgi boyunca uzaysal durumunu yada konumunu yansıtır. Doz profilleri, özellikle alan topografisi ve penumbranın tanımlanmasına çok uygundur. Doz profillerinde dozlar, merkez ışın üzerinde normalize edilerek gösterilirler.

Profiller off-axis-faktörleri (OAFs) veya off-center-oranları (OCRs) diye adlandırılır. Doz profilleri hava yada fantomda belirli derinliklerde ölçülebilirler (Şekil 2-14)



Şekil 2-14: Doz Profiline şematik gösterimi

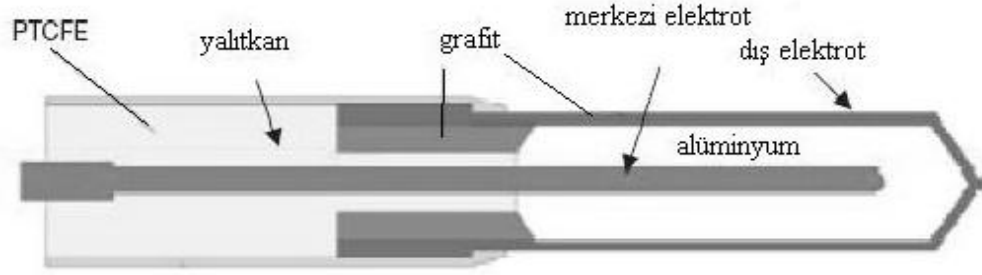
2.5. Yüksek Enerjili X-ışınlarının Dozimetrisinde Kullanılan İyonizasyon Ölçüm Yöntemleri

İyon odaları gaz dolu dedektörlerin en basit şeklidir. Dışarıdan voltaj verilen bu ölçüm aletinin yapısında araları gazla doldurulmuş iki elektrot (biri merkezde diğeri onun dışında) vardır. Gaz çok iyi bir yalıtkandır, elektrotlar arasında elektrik akımının olmasını engeller. İyon odasının radyasyonla etkileşimi, gazı iyonize eder ve elektrik akımı, yüklü parçacıkların negatif işaretli elektrotlara doğru hareket etmesini sağlar. Bu hareket elektrometreler yardımıyla ölçülebilir. Pek çok farklı dizaynda iyon odası vardır.

2.5.1. Silindirik İyon Odaları

En yaygın olarak duyulmuş olan Farmer tipi iyon odalarıdır. Farklı materyallerde elektrotları ve farklı hacimde olanları vardır. Bir silindirik iyon odası genel olarak içi hava eşdeğeri gaz dolu kavite, iç yüzeyi iletkenliği sağlamak için karbon veya grafitle kaplanmış dış duvar ve merkezi elektrottan oluşur (Şekil 2-15). İyon odalarının duyarlı hacmi 0,01 cc ile 0,6 cc arasında değişmektedir.

Çoğu silindirik iyon odası build-up kepi ile tayin edilir. Co_{60} ile havada ölçüm yapılıyorsa, yüklü parçacık dengesini sağlayabilmek için, iyon odasının dışına takılır. Fantomda kullanılıyorsa takılmasına gerek yoktur (13).

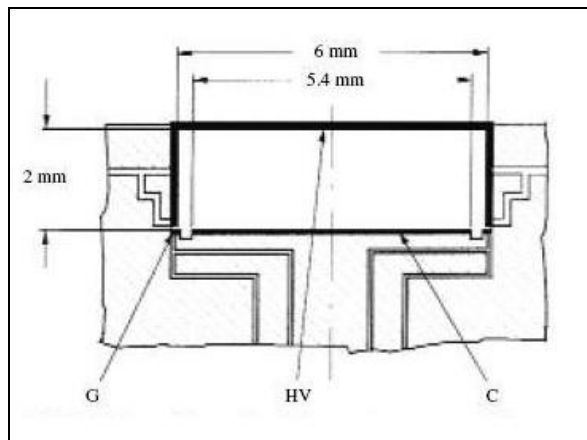


Şekil 2-15: Tipik bir silindirik iyon odası

2.5.2. Paralel Plak İyon Odaları

Paralel plak iyon odaları, biri giriş penceresi ve polarizasyon elektrodu, bir diğeri de arka duvar ve toplayıcı elektrot olarak iki duvardan meydana gelir

Silindirik ve paralel plak iyon odalarının her ikisinin de içinde belli bir hava hacmi olmasına rağmen, dizayn olarak birbirlerinden çok farklıdırlar. Silindirik iyon odası yerine paralel plak iyon odasının kullanılmak istenmesi, megavoltaj enerjili ışınlamalarda build-up bölgesi ölçümlerinde olduğu gibi, ışın yönünde doz değişiminin çok dik olduğu durumlarda gerçekleşir. 15 MeV'den düşük enerjili elektronların absorbe doz ölçümlerinde de bu iyon odasının kullanılması tavsiye edilir. Bunun nedeni ise pertürbasyon etkisinin geniş koruyucu halka ile elimine edilebilmesidir. Bazı paralel plak iyon odalarında koruyucu halka genişliğinin yetersizliği nedeniyle pertürbasyon düzeltilmesi yapılması gerekir (13). Şekil 2-16'da Markus tipi paralel plak iyon odasının yapısı gösterilmiştir.



Şekil 2-16: Markus tipi paralel plak iyon odasının yapısal diyagramı

HV: Yüksek voltaj elektrodu, C: Toplayıcı elektrot, G: Koruyucu halka

3. GEREÇ VE YÖNTEM

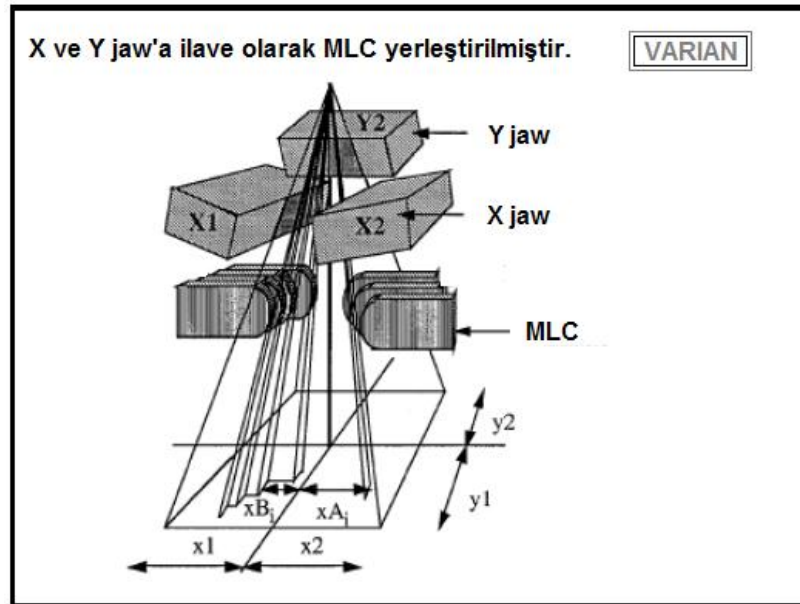
3.1. Araç Ve Gereçler

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde yapılmıştır ve kullanılan tüm araç ve gereçler İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'ne aittir.

- Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcı
- Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi
- CMS XIO Tedavi Planlama Sistemi
- PTW MP-3 M Su Fantomu
- Mephysto mc² Yazılımı
- RW3 Su Eşdeğeri Katı Su Fantomu
- Estro Mini-Fantom
- PTW 30013 İyon Odası
- PTW 0,125 cc Semiflex İyon Odası
- PTW Unidos 10002 Elektrometre
- PTW Weblin Elektrometre

3.1.1. Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcı

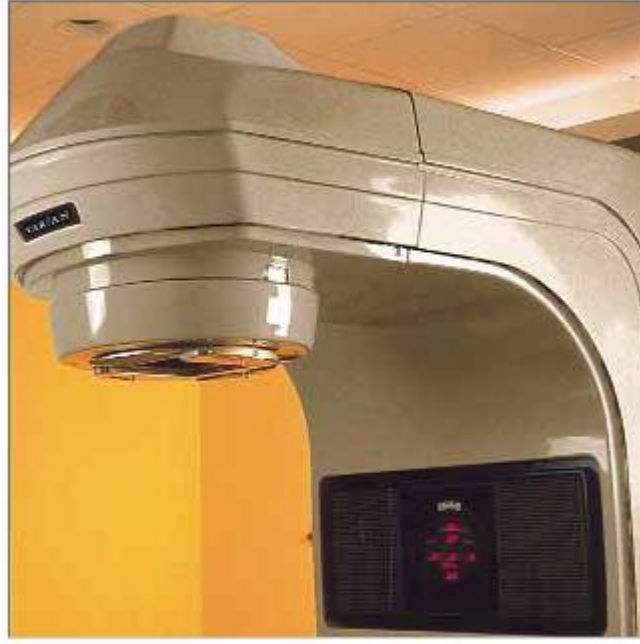
6 MV foton enerjisine sahip tek enerjili bir lineer hızlandırıcıdır (Varian Medical Systems, Palo Alto, California, USA). Maksimum alan boyutu $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ve kaynak cilt mesafesi (SSD) 100 cm.'dir. Cihaz 120 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir ve lifler X-Y çenelerinin altında, çenelerden bağımsız hareket edebilecek şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3-1). Liflerin genişliği izomerkezde 0.5 cm, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ den sonra 1 cm'dir. 6 MV için maksimum doz derinliği 1,5 cm.'dir. Cihaz 15° , 30° , 45° , 60° 'lik fiziksel kama filtrele ve 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° , 60° 'lik sanal kama filtrelelere sahiptir.



Şekil 3-1: Varian lineer hızlandırıcısının kolimatör yapısı

DBX cihazı Varian firmasının bir ürünüdür. Bu nedenle kolimatör tasarımı üst kolimatörün (Y) altında, alt kolimatör (X), en altta da MLC'ler bulunacak şekildedir.

Doz hızı 400 MU/min olan Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcısı (Şekil 3-2) yüksek çözünürlüklü portal görüntüleme sistemine sahiptir. Cihazda üç boyutlu konformal radyoterapinin yanı sıra dinamik IMRT tedavisi de yapılabilmektedir (14).



Şekil 3-2: Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcı

3.1.2. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse, yüksek performanslı ve Windows tabanlı bir planlama sistemidir. Bu sistem ile 2D, 3D konformal, elektron ve brakiterapi gibi tüm teknikler planlanabilir. Gerekli ekipmanlar sağlandıktan sonra Eclipse ile IMRT (yoğunluk ayarlı radyoterapi), IGRT (görüntü kılavuzluğunda radyoterapi), proton terapisi, stereotaktik radyocerrahi yapılabilir. Ayrıca RapidArc teknolojisi ile birlikte arklar şeklinde radyoterapi de yapılabilmektedir.

Eclipse TPS’de fotonlar için iki algoritma kullanılmaktadır. Bunlar AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) ve PBC (Pencil Beam Convolution)’dır.

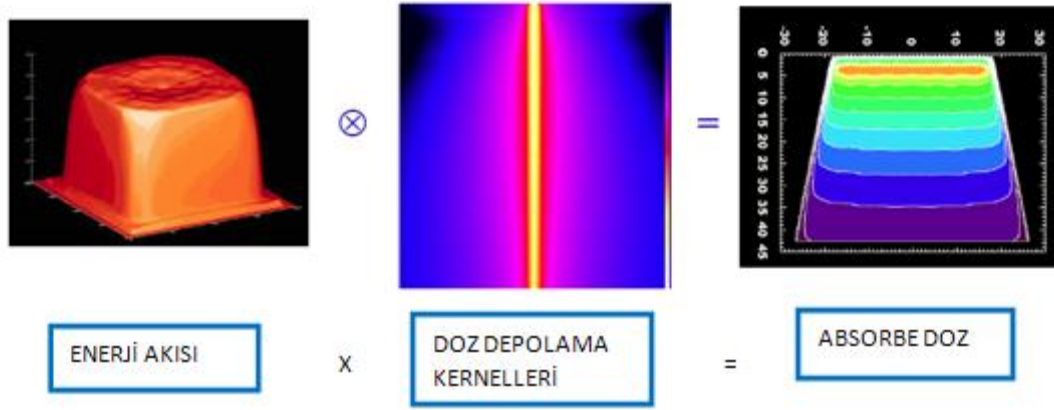
PBC model, düzgün olmayan alan fonksiyonu ile pencil beam kernelleri tarafından doz dağılım matrisi üretir. Ve bunu açık alan doz dağılımları ile yapar (15).

3.1.2.1. Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)

AAA; 3D pencil beam convolution/superposition algoritmasıdır ve ışını karakterize etmek için Monte Carlo metodunu kullanır. Primer fotonlar, saçılmış ekstra odaklı fotonlar ve ışın şekillendiricilerden saçılan elektronlar için ayrı modellemesi vardır. Monte Carlo metodunun kullanım amacı temel fiziksel değişkenleri belirlemektir

AAA , Eclipse TPS’de Single Pencil Beam algoritmasını yenilemek ve özellikle heterojen ortamda doz hesaplama doğruluğunu iyileştirmek için geliştirilmiştir. Total

doz depolanması iki foton kaynağındaki (primer ve sekonder kaynaklar) doz depolanmasının süperpozisyonu ve elektron kontaminasyon kaynağı ile hesaplanır. Foton dozu, Monte Carlo ile hesaplanmış saçılan kernellerin 3D konvolüsyonunun elektron matriksine göre ölçeklendirilmesiyle hesaplanır (Şekil 3-3) (15,16).



Şekil 3-3: Pencil beam Superposition'un şematik gösterimi

3.1.3. CMS XiO Tedavi Planlama Sistemi

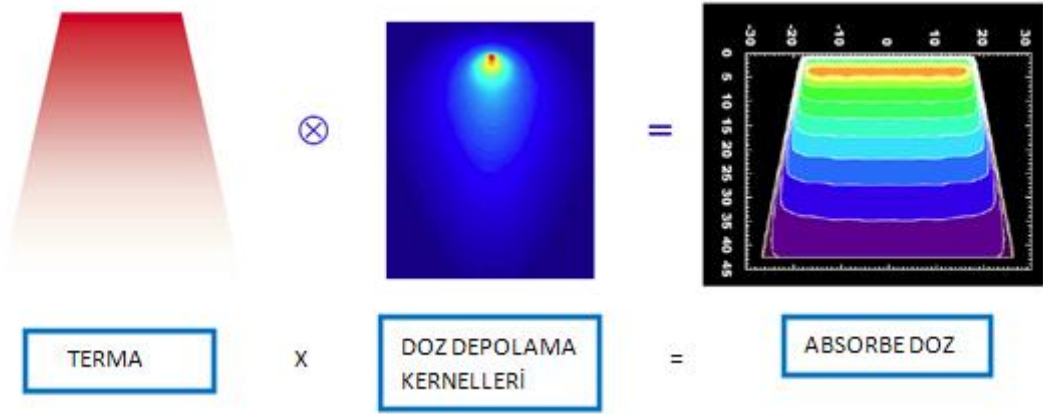
XiO CMS planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu, IMRT ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir sistemdir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton ışınları için; Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT), standard superposition, FFT convolution, elektron ışınları için 3-D pencil beam'dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır (10).

3.1.3.1. FFT Convolution Algoritması

XiO CMS planlama sistemindeki FFT Convolution ve standart Superposition algoritmaları benzerdir, her ikisi de dozu birim kütle başına bırakılan toplam enerji (TERMA) ve Monte Carlo tabanlı enerji kernelleri ile hesaplar.

FFT Convolution algoritmasında; TERMA ve kerneller, fourier dönüşümü uygulanması yerine primer ve saçılan kerneller olduğu anda küresel koordinatlardan kartezyen koordinatlara dönüştürülür. Tersten fourier dönüşümü yapılarak terma oluşumu ve kernel dönüşümleri bir doz matriksine çevrilir (Şekil 3-4).

Hesaplanan doz; $D = F^{-1} [F(D)] = F(T) \times F(K)$ eşitliği ile ifade edilir (17,18,19).



Şekil 3-4: FFT Convolution algoritmasının şematik gösterimi

3.1.4. PTW MP-3 M Su Fantomu

Radyoterapi ışınlarının doz dağılımlarını otomatik olarak ölçmek için kullanılan 3-boyutlu (3D) su fantomudur (PTW-Freiburg, Almanya). 50x50cm² dedektör hareket hacmine sahip olup dik olarak 40 cm ışınlaması için uygundur. Duvar kalınlığı 20mm akrilikten yapılmıştır. En yüksek dedektör hızı 50mm/s ve 0,1 mm hassasiyetle ölçüm alınabilmektedir. Su tankına birleşik olan su fantomunun hareket mekanizması paslanmaz çelikten yapılmıştır. El kumandasıyla iyon odasının 3D hareketini ayarlamak ve kontrol etmek mümkündür. Şekil 3-5'te PTW MP-3 M su fantomu görülmektedir (20).



Şekil 3-5: PTW MP-3 M Su Fantomu

Fantomun bilgisayarla bağlantısını sağlayan 2 adet birim vardır. Bunlar; Tandem ve Kontrol Ünitesidir. RS232 kablosu su fantomu ile su fantomu bilgisayarı arasındaki

iletişimi sağlar. Tandem ve Kontrol Unit (Şekil 3-6) birimleri 6m.lik kabloyla su fantomuna bağlanıp tedavi odasının içerisine yerleştirilirler (20).

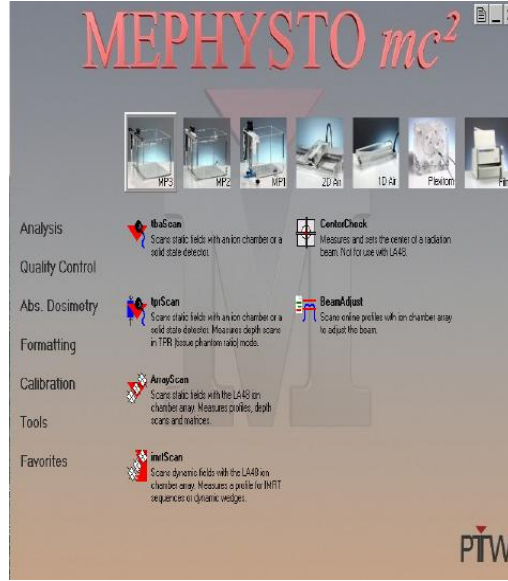


Şekil 3-6: Tandem ve Kontrol Ünitesi

3.1.5. Mephysto mc² Yazılımı

Mephysto mc², dozimetrik hesaplamalar için geliştirilmiş bir yazılım programıdır. PTW-Freiburg firmasının lisanslı yazılımı olarak, bilgisayar kontrollü su fantomu, hava tarayıcısı ve film tarayıcı sistemlerini kontrol ederek, rölatif ve mutlak doz değerlerinin ve doz dağılımlarının hesaplanmasında kullanılmaktadır. Farklı alan ve derinliklerde PDD ve TPR ölçümlerine izin vermektedir. Bu yazılım ile uluslararası doz protokolleri olan AAPM 51, IAEA TRS 398, DIN 60 ve benzeri protokollere göre hesaplamalar yapılmasına izin vermektedir. Veri transfer modülleri sayesinde TPS'lere formatlanmış dosyalar aktarılabilir. Ana ekran menüsünden (Şekil 3-7) yapılmak istenen işlemler ve bilgisayarlı kontrol cihazları seçilebilir.

Ölçümlerde su fantomuyla beraber Mephysto mc² yazılım programı kullanılmıştır. Datalar CMS XiO TPS'ye yüklenirken Mephysto mc² yazılım programı kullanılmıştır (20).



Şekil 3-7: Mephsto mc² ana ekran menüsü

3.1.6. RW3 Su Eşdeğeri Katı Su Fantomu

RW-3 katı su fantomu yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polystyrene'den yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ olan bir fantom materyalidir. ^{60}Co 'dan 20 MV foton ile 4 MeV'den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde dizayn edilmiştir. Boyutları $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki fantomlardan oluşur. Ayrıca paralel ve silindirik iyon odalarının, arada hava bırakmadan yerleştirilebilmeleri için delikli fantomlar da vardır. Şekil 3-8'de RW3 Su eşdeğeri katı su fantomu gösterilmiştir (20).



Şekil 3-8: RW3 Su Eşdeğeri Katı Su Fantomu

3.1.7. Estro Mini Fantom

Akrilik silindir mini fantom, hava ölçümleri ve saçılma oranı ölçümleri için dizayn edilmiştir. 18,8 cm yüksekliğinde, 4 cm çapındadır. Farklı türlerinde, farmer tipi iyon odası fantom eksenine dik yada boylamasına, 10 cm derinlikte yerleştirilir. Semiflex iyon odası ile uyumlu olan türleri de mevcuttur. Şekil 3-9'da Estro mini fantom gösterilmektedir (20).



Şekil 3-9: Estro Mini Fantom

3.1.8. PTW 30013 İyon Odası

PTW 30013 Farmer tipi iyon odası yüksek enerjili foton, elektron ve proton ışınlarında mutlak doz ölçümlerinde kullanılırlar. Su geçirmez özelliktedir. Hacmi 0,6 cc, grafit duvarlı silindirik bir iyon odasıdır. Hassas hacmin yarıçapı 3,05 mm ve uzunluğu 23 mm'dir. Fantom içersinde yada havada ölçüm yapılabilir. Merkezi elektrodu alüminyumdur. Enerji kullanım aralığı fotonlarda 30 keV ile 50 MV iken elektronlarda 10 MeV ile 45 MeV arasındadır. Duvar materyali 1,85 g/cm³ lük grafitir. ± 100 -400 Volt polarizasyon voltajında ölçüm yapılabilir. Ölçülebilen alan boyutları 5x5 cm²-40x40 cm², sıcaklık 10 C°-40 C°, nem 10-80 % max 20 g/cm³ basınç 700-1060 hpa arasındadır. Şekil 3-10'da PTW 30013 iyon odası görülmektedir (20).



Şekil 3-10: PTW 30013 İyon Odası

3.1.9. PTW 0,125 cc Semiflex İyon Odası

Radyoterapi için dizayn edilmiş olan semifleks iyon odası (Şekil 3-11) genellikle su fantomunda derin doz, doz profili ve doz dağılımı ölçümlerinde kullanılır. Enerji kullanım aralığı fotonlarda 30 keV'den 50 MV, elektronlarda ise 6 MeV ile 50 MeV kadardır. İyon odasının 0,125 cm³'lük küçük hacmi yüksek doğrulukla hassas ölçüm alınmasına olanak tanır. Hassas hacmin yarıçapı 2,75mm ve uzunluğu 6,5 mm'dir. Duvar materyali 1,19 g/cm³ yoğunluklu PMMA ve 0,82 g/cm³ yoğunluklu grafitir. Merkezi elektrodu alüminyumdur. ± 100 -400 Volt polarizasyon voltajında ölçüm yapılabilir. İyon toplama süresi 100 μ s'dir. Ölçülebilen alan boyutları 2x2 cm² – 40x40 cm², sıcaklık 10 C°- 40 C°, nem 10-80 % max 20 g/cm³ basınç 700-1060 hpa arasındadır. Su geçirmez olarak dizayn edilmiştir (20).



Şekil 3-11: Semiflex İyon Odası

3.1.10. PTW Unidos 10002 Elektrometre

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılır. Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/min ve R/min gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapar. Farklı polarizasyon voltajlarında ölçüm yapma imkanı verir (0-400 Volt). İyon odaları ve katı hal dedektörleri ile kullanımı uygundur. Kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında doğrulukla okuma yapma imkanı verir. (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir. Şekil 3-12, Unidos elektrometreyi göstermektedir (20).



Şekil 3-12: PTW Unidos 10002 Elektrometre

3.1.11. PTW Webline Elektrometre

Yüksek performanslı network özellikleriyle integre edilmiş radyoterapi, diagnostik radyoloji ve medikal fizik alanlarında kullanılabilen bir dozimetredir (Şekil 3-13). Network integrasyonu standart TCP/IP ile sağlanır. Kolay kullanılabilen, hızlı bir menüye sahiptir. Önemli ayarlar şifre ile koruma altına alınabilir. Uygulama dili seçilebilirdir. 100'den fazla ölçüm değeri kaydedilebilir. Datalar tekrar görüntülenebilir yada dışarıya aktarılabılır. İyon odası bilgileri kaydedilip saklanılabılır (20).



Şekil 3-13: PTW Unidos Webline dozimetre

3.2. YÖNTEM

Çalışmada İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde bulunan Varian Clinac 600 DBX Lineer hızlandırıcısına ait dozimetrik parametreler CMS XiO tedavi planlama bilgisayarına yüklenmek üzere elde edildi ve doz hesaplarında kullanılmak üzere modellendi.

CMS XiO TPS'ye yüklenmesi için açık alan derin doz, açık alan profil, diagonal alan profilleri, total saçılma faktörleri, kolimatör saçılması faktörleri ölçülerek doz verileri elde edilerek Varian Clinac 600 DBX Lineer hızlandırıcısına CMS XiO TPS'ye yüklendi.

Kliniğimizde Varian Clinac 600 DBX Lineer hızlandırıcısı Eclipse tedavi planlama sistemiyle kullanılmaktadır. Bu tedavi planlama sisteminde AAA algorirması kullanılmaktadır. Doz verimi için total saçılma faktörü ölçülerek Eclipse TPS'ye yüklendi.

CMS XiO ve Varian Eclipse tedavi planlama sistemlerinde farklı alan boyutlarında kare ve dikdörtgen alanlarda planlar hazırlandı. Oluşturulan planların merkezi ekseninde nokta dozunun doğruluğu kontrol edildi.

3.2.1. Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcısına ait derin doz ve doz profillerin ölçülmesi

3.2.1.1. Açık Alan Derin Doz Ölçümleri:

PTW MP-3 M Su Fantomu ve PTW 0,125 cc Semiflex iyon odası kullanılarak Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcısına ait 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40 alanlarında açık alan derin doz verileri elde edildi.

3.2.1.2. Açık Alan Profillerinin Ölçülmesi:

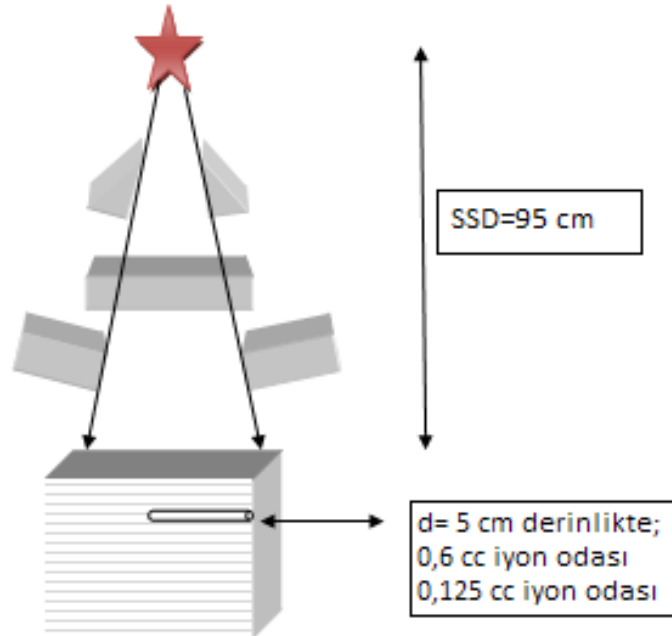
2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40 alanlarına ait d_{max} , 5, 10, 20 ve 30 cm derinliklerinde açık alan profilleri elde edildi.

3.2.1.3. Diagonal Alan Profillerinin Ölçülmesi:

40x40 alanı için d_{max} , $d_{max} - 0.5$, $d_{max} + 0.5$, 0.5, 1, 2, 3, 5, 10, 20, 30, 35 cm derinliklerinde diagonal alan profilleri elde edildi.

3.2.1.4. Total Saçılma Faktörlerinin (S_{cp}) Ölçülmesi:

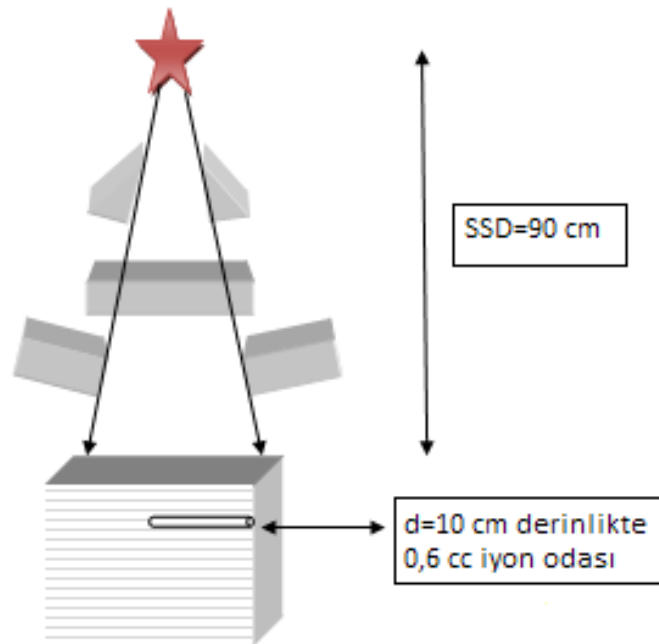
RW3 katı su fantomunda SSD=95 cm olacak şekilde $d=5$ cm'ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ile 4x4, 4x5, 4x6, 4x8, 4x10, 4x12, 4x15, 4x20, 4x25, 4x30, 4x40, 5x4, 5x5, 5x6, 5x8, 5x10, 6x4, 6x5, 6x6, 6x10, 6x12, 6x15, 6x20, 6x25, 6x40, 7x4, 7x5, 7x8, 8x4, 8x5, 8x6, 8x8, 8x10, 8x12, 8x15, 8x20, 8x25, 8x30, 8x40, 10x4, 10x5, 10x6, 10x8, 10x10, 10x12, 10x15, 10x20, 10x25, 10x30, 10x40, 12x4, 12x5, 12x6, 12x8, 12x10, 12x20, 15x4, 15x5, 15x6, 15x8, 15x10, 15x12, 15x15, 15x20, 15x25, 15x30, 15x40, 20x4, 20x5, 20x6, 20x8, 20x10, 20x12, 20x15, 20x20, 20x25, 20x30, 20x40, 25x4, 25x5, 25x6, 25x8, 25x10, 25x12, 25x15, 25x20, 25x25, 25x30, 25x40, 30x4, 30x5, 30x6, 30x8, 30x10, 30x12, 30x25, 30x30, 30x40, 35x4, 35x5, 35x6, 35x8, 35x10, 35x12, 40x4, 40x5, 40x6, 40x8, 40x10, 40x12, 40x15, 40x20, 40x25, 40x30, 40x40 alanlarında S_{cp} ölçüldü. Şekil 3-14'te ölçüm düzeneği görülmektedir.



Şekil 3-14: RW3 katı su fantomunda SSD=95 cm olacak şekilde $d= 5$ cm'ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ve PTW 0,125 cc iyon odası ile S_{cp} ölçümünün şematik gösterimi

RW3 katı su fantomunda SSD=95 cm olacak şekilde d=5 cm' ye yerleştirilen PTW 0,125 cc semiflex iyon odası ile 2x2, 2x3, 2x4, 2x5, 3x2, 3x3, 3x4, 3x5, 4x2, 4x3, 5x2, 5x3 alanlarında S_{cp} ölçüldü. Şekil 3-14'de ölçüm düzeneği görülmektedir.

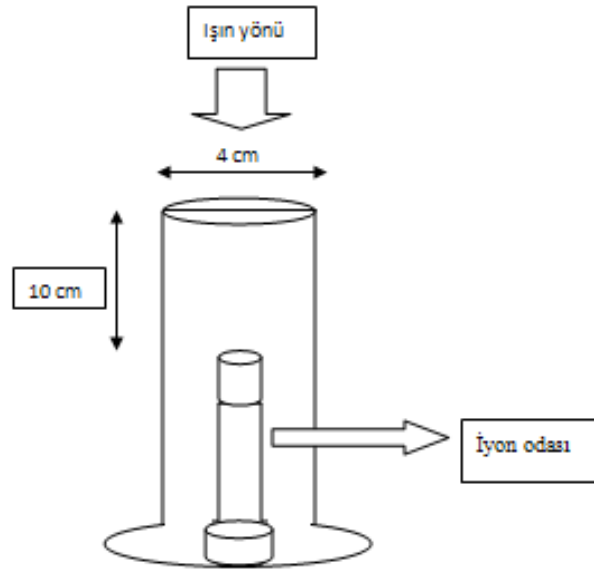
RW3 katı su fantomunda SSD=90 cm olacak şekilde d= 10 cm ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ile 4x4, 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 18x18, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40 kare alanlarında S_{cp} ölçüldü. Şekil 3-15'te ölçüm düzeneği görülmektedir.



Şekil 3-15: RW3 katı su fantomunda SSD=90 cm olacak şekilde d=10 cm'ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ile S_{cp} ölçümünün şematik gösterimi

3.2.1.5. Kolimatör Saçılma Faktörlerinin (S_c) Ölçülmesi:

Estro mini fantom kullanılarak, SSD=90 cm olacak şekilde d=10 cm'ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ile 4x4, 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 18x18, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40 alanları için S_c ölçüldü. Şekil 3-16'da ölçüm düzeneği görülmektedir.



Şekil 3-16: Estro mini fantomda SSD=90 cm olacak şekilde d=10 cm' ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ile S_c ölçümünün şematik gösterimi

3.2.2. Varian Clinac 600 DBX Lineer hızlandırıcısının CMS XiO Tedavi Planlama Billgisayarına Tanıtılması

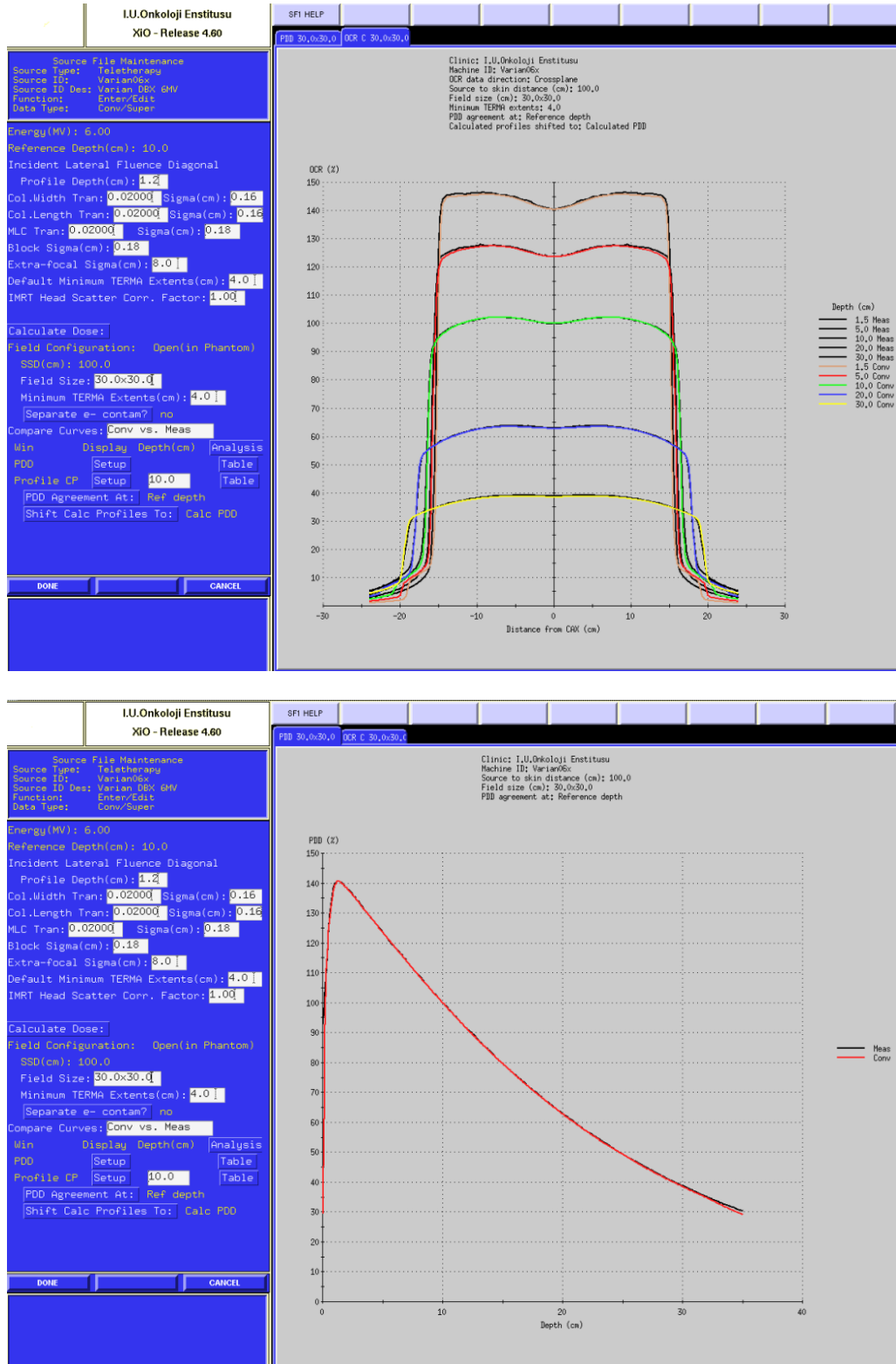
PTW MP-3 M Su Fantomu ve PTW 0,125 cc Semiflex iyon odası kullanılarak Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcısına ait 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40 alanlarında açık alan derin doz verileri PTW Mephysto Plamo XiO programı kullanılarak CMS XiO Tedavi Planlama bilgisayarına yüklendi.

2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40 alanlarına ait d_{max} , 5, 10, 20 ve 30 cm derinliklerinde açık alan profilleri PTW Mephysto Plamo XiO programı kullanılarak CMS XiO Tedavi Planlama bilgisayarına yüklendi.

40x40 alanı için d_{max} , $d_{max}-0.5$, $d_{max}+0.5$, 0.5, 1, 2, 3, 5, 10, 20, 30, 35 cm derinliklerinde diagonal alan profilleri PTW Mephysto Plamo XiO programı kullanılarak CMS XiO Tedavi Planlama bilgisayarına yüklendi.

RW3 katı su fantomunda SSD=90 cm, SAD=100 cm olacak şekilde PTW 0,6 cc iyon odası ile ölçülen 4x4, 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 18x18, 20x20, 22x22, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40 kare alanları için Total Saçılma Faktörleri (TSCF) sisteme girildi. Kolimatör Saçılma Faktörleri $S_p = TSCF (S_{cp})/S_c$ oranıyla hesaplanarak sisteme girildi.

FFT Convolution algoritması modellenerek, ölçülen değerler ile hesaplanan değerler arasındaki farklar analiz sayfasından kontrol edildi (Şekil 3-17).



Şekil 3-17: CMS XiO TPS’de hesaplanan ve ölçülen profillerin, derin doz bilgilerinin karşılaştırılması

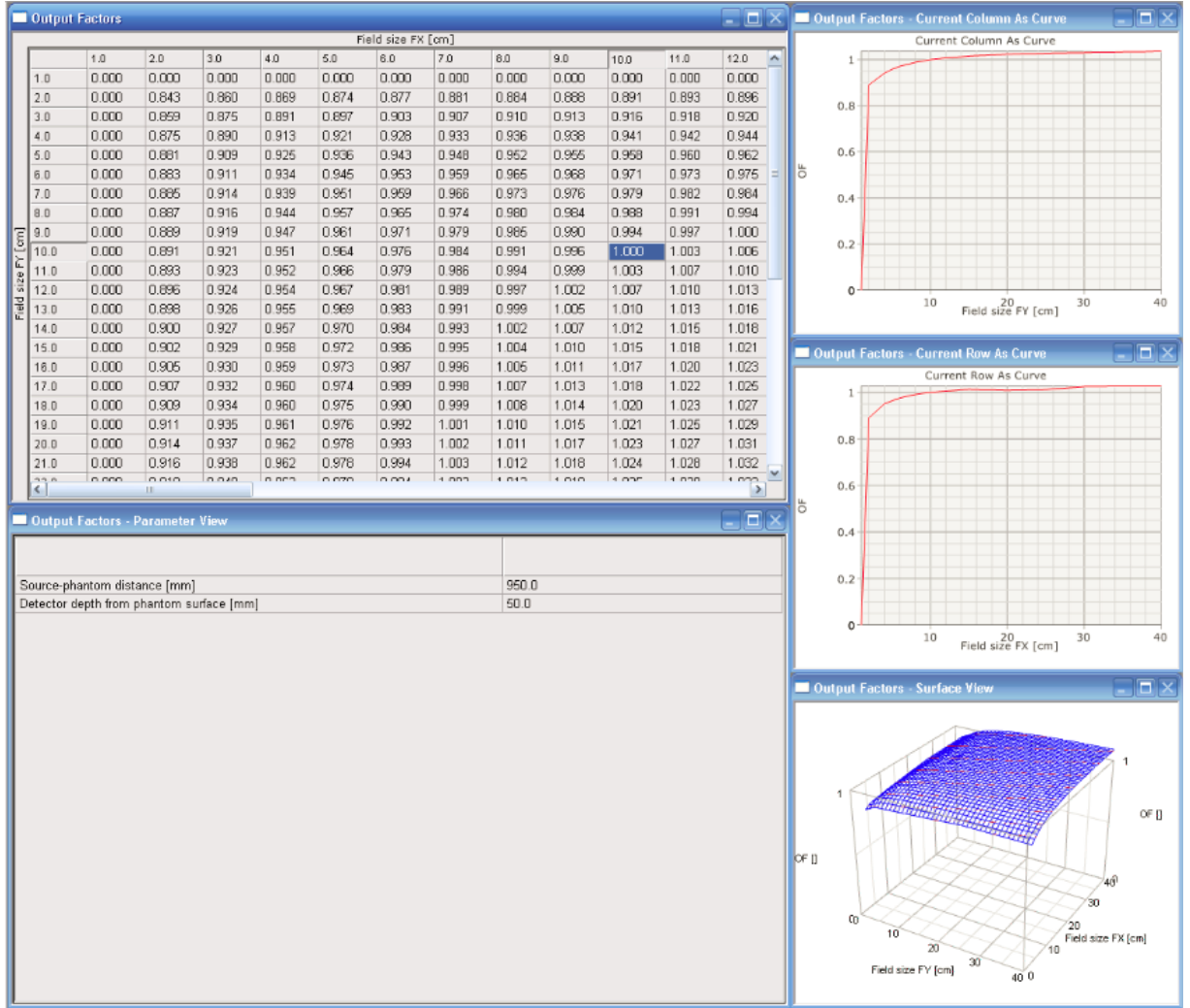
3.2.3. Varian Clinac 600 DBX Lineer hızlandırıcısının Eclipse Tedavi Planlama Bilgisayarına tanıtılması

PTW MP-3 M Su Fantomu ve PTW 0,125 cc Semiflex iyon odası kullanılarak Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcısına ait 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40 alanlarında açık alan derin doz verileri PTW Mephysto mc² programı kullanılarak Eclipse Tedavi Planlama bilgisayarına yüklenmiştir.

2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40 alanlarına ait d_{max} , 5, 10, 20 ve 30 cm derinliklerinde açık alan profilleri PTW Mephysto mc² yazılım programı kullanılarak Eclipse Tedavi Planlama bilgisayarına yüklenmiştir.

40x40 alanı için d_{max} , $d_{max}-0.5$, $d_{max}+0.5$, 0.5, 1, 2, 3, 5, 10, 20, 30, 35 cm derinliklerinde diagonal alan profilleri PTW Mephysto mc² yazılım programı kullanılarak Eclipse Tedavi Planlama bilgisayarına yüklenmiştir.

RW3 katı su fantomunda SSD=95 cm, SAD=100 cm olacak şekilde 5 cm derinlikte PTW 0,6 cc iyon odası ile ölçülen 4x4, 4x5, 4x6, 4x8, 4x10, 4x12, 4x15, 4x20, 4x25, 4x30, 4x40, 5x4, 5x5, 5x6, 5x8, 5x10, 6x4, 6x5, 6x6, 6x10, 6x12, 6x15, 6x20, 6x25, 6x40, 7x4, 7x5, 7x8, 8x4, 8x5, 8x6, 8x8, 8x10, 8x12, 8x15, 8x20, 8x25, 8x30, 8x40, 10x4, 10x5, 10x6, 10x8, 10x10, 10x12, 10x15, 10x20, 10x25, 10x30, 10x40, 12x4, 12x5, 12x6, 12x8, 12x10, 12x20, 15x4, 15x5, 15x6, 15x8, 15x10, 15x12, 15x15, 15x20, 15x25, 15x30, 15x40, 20x4, 20x5, 20x6, 20x8, 20x10, 20x12, 20x15, 20x20, 20x25, 20x30, 20x40, 25x4, 25x5, 25x6, 25x8, 25x10, 25x12, 25x15, 25x20, 25x25, 25x30, 25x40, 30x4, 30x5, 30x6, 30x8, 30x10, 30x12, 30x25, 30x30, 30x40, 35x4, 35x5, 35x6, 35x8, 35x10, 35x12, 40x4, 40x5, 40x6, 40x8, 40x10, 40x12, 40x15, 40x20, 40x25, 40x30, 40x40, PTW 0,125 cc iyon odası ile ölçülen 2x2, 2x3, 2x4, 2x5, 3x2, 3x3, 3x4, 3x5, 4x2, 4x3, 5x2, 5x3 alanları için Total Saçılma Faktörleri (TSCF) Eclipse tedavi planlama sistemine girildi (Şekil 3-18).



Şekil 3-18: Total Saçılma Faktörlerinin Eclipse tedavi planlama sistemine girilmesi.

AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) algoritmasında model parametreleri kontrol edildi.

3.3. CMS XiO ve Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemlerinde Planların Hazırlanması

RW3 katı su fantomunun 5 mm aralıklarla kliniğimizde bulunan Philips Big Bore 4D CT cihazında alınan BT görüntüleri Focal Sim konturlama bilgisayarına gönderildi. Elde edilen görüntüler network aracılığıyla CMS XiO ve Eclipse Tedavi Planlama Sistemlerine gönderildi.

CMS XiO Tedavi Planlama Sisteminde, gantry 0° de $d=1,5$ cm, $d=5$ cm ve $d=10$ cm derinliklerinde 4×4 , 5×5 , 6×6 , 7×7 , 8×8 , 10×10 , 12×12 , 15×15 , 20×20 , 22×22 , 25×25 , 30×30 , 35×35 , 40×40 kare alanlarında ve 4×8 , 4×10 , 4×15 , 4×20 , 4×25 , 4×30 , 4×35 , 4×40 , 5×8 , 5×10 , 5×15 , 5×20 , 5×25 , 5×30 , 5×35 , 5×40 , 6×10 , 6×15 , 6×20 , 6×25 , 6×30 ,

6x35, 6x40, 8x10, 8x15, 8x20, 8x25, 8x30, 8x35, 8x40, 10x15, 10x20, 10x25, 10x30, 10x35, 10x40, 15x20, 15x25, 15x30, 15x35, 15x40, 20x25, 20x30, 20x35, 20x40, 25x30, 25x35, 25x40, 30x40, 35x40, 8x4, 10x4, 15x4, 20x4, 25x4, 30x4, 35x4, 40x4, 8x5, 10x5, 15x5, 20x5, 25x5, 30x5, 35x5, 40x5, 10x6, 15x6, 20x6, 25x6, 30x6, 35x6, 40x6, 10x8, 15x8, 20x8, 25x8, 30x8, 35x8, 40x8, 15x10, 20x10, 25x10, 30x10, 35x10, 40x10, 20x15, 25x15, 30x15, 35x15, 40x15, 25x20, 30x20, 35x20, 40x20, 30x25, 35x25, 40x25, 40x30, 40x35 dikdörtgen alanlarında 100 cGy doz verilerek SAD tekniği ile planlar hazırlandı. Doz hesaplama algoritması olarak FFT Convolution algoritması kullanılarak gerekli MU değerleri hesaplandı.

Aynı alan büyüklükleri ve derinliklerde 100 cGy doz verilerek SAD tekniği ile Eclipse tedavi planlama sisteminde planlar hazırlanarak, AAA algoritması kullanılarak gerekli MU değerleri hesaplandı

3.4. İyon Odası ile CMS XiO ve Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemlerinde Oluşturulan Planlarının Merkezi Eksende Nokta Dozunun Doğrulanması

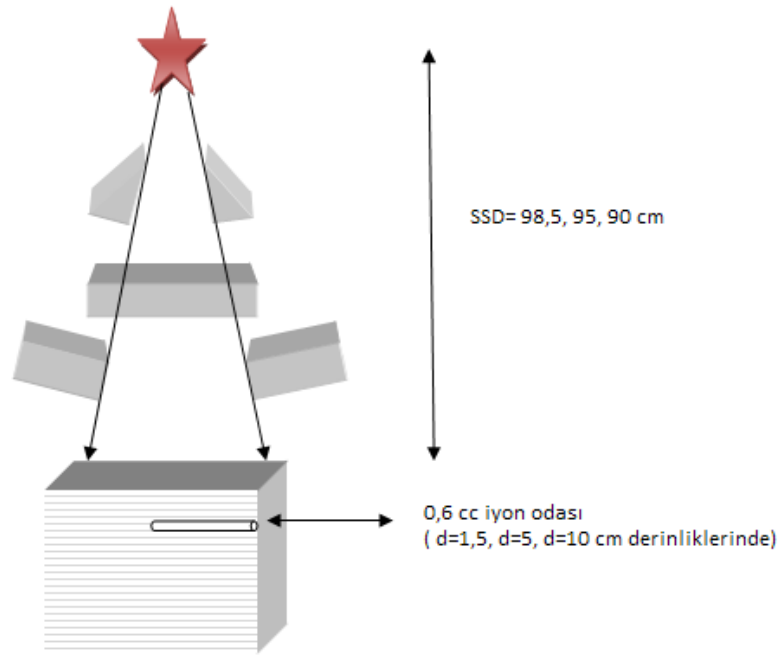
Her iki planlama sistemiyle hesaplanan MU değerleri kullanılarak aynı alan ve derinliklerde ölçüm yapılarak dozun doğruluğu kontrol edildi. Ölçümler SAD=100 cm’de 1,5 cm, 5 cm, 10 cm derinliklerinde RW3 katı su fantomu ve 0,6 cc’lik iyon odası kullanılarak yapıldı. Ölçüm düzeneği Şekil 3-19’da görülmektedir.

Ölçüm değerleri IAEA TRS 398 (International Atomic Energy Agency Technical Report Series No:398) protokolü kullanılarak absorbe doza çevrildi. Okuma değerleri iyon odasının N_{DW} sudaki kalibrasyon faktörü ve k_Q düzeltme faktörleri ile çarpıldı ve absorbe doz;

$$D = M_u \times N_{DW} \times k_Q$$

denklemini ile hesaplandı

Ölçümde kullanılan iyon odasının $N_{DW}=53,645$ mGy/nC’dir. 6 MV için k_Q değerleri TPR_{10}^{20} ışın kalitelerine bağlı olarak IAEA TRS 398 protokolünde tablo olarak verilmiştir (21). Tablodan faydalanarak 6 MV için $k_Q=0,991$ olarak bulundu.



Şekil 3-19: RW3 katı su fantomunda SSD=98,5, 95, 90 cm olacak şekilde d=1,5, 5, 10 cm'ye yerleştirilen PTW 0,6 cc iyon odası ile nokta doz doğrulanmasının şematik gösterimi

3.5. İstatistiksel Analiz Yöntemi

Eclipse ve CMS XiO TPS'lerinde her bir derinlik için hesaplanan ve ölçülen merkezi eksen nokta dozları arasındaki farklar bulunup, farkların ortalamaları ve standart sapmaları belirlendi. Eclipse ve CMS XiO TPS'lerindeki hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki ortalama doz farklarının karşılaştırılmasında, Paired-T testi kullanıldı. Karşılaştırmalarda istatistiksel anlamlılık sınırı olarak $p \leq 0,05$ kabul edildi.

3.6. Tedavi Planlama Sistemi Algoritmaları için Güven Aralığı (Δ) Parametresinin Belirlenmesi

Güven Aralığı (Δ), TPS'nin performansının belirlenmesi için hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki farkların ortalaması ve standart sapması (SS) ile elde edilen bir parametredir. Kare ve dikdörtgen alanlar için kabul sınırı %3'tür.

CMS XiO ve Eclipse TPS'leri için $\Delta = |\text{ortalama fark}| + 1,5 \times \text{SS}$ eşitliği kullanılarak güven aralığı parametreleri belirlendi.

4. BULGULAR

4.1. İyon Odası ile CMS XiO ve Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemlerinde Oluşturulan Planlarının Merkezi Eksende Nokta Dozunun Doğrulanması

Varian DBX Lineer Hızlandırıcısında yapılan kare alan planlarına ait CMS XiO ve Eclipse TPS ile hesaplanan ve ölçülen merkezi eksen nokta dozları $d=1,5$ cm derinliği için Tablo 4-1’de, $d=5$ cm derinliği için Tablo 4-2’de, $d=10$ cm derinliği için Tablo 4-3’de gösterilmiştir.

Tablo 4-1: 1,5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksende ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
4X4	100	100,697	100	100,784
5X5	100	101,341	100	101,584
6X6	100	100,536	100	101,958
7X7	100	100,589	100	100,945
8X8	100	100,483	100	100,891
10X10	100	102,038	100	101,317
12X12	100	101,019	100	100,305
15X15	100	100,214	100	101,691
20X20	100	100,751	100	101,104
22X22	100	101,341	100	101,584
25X25	100	100,804	100	101,104
30X30	100	100,483	100	101,905
35X35	100	101,072	100	101,264
40X40	100	101,019	100	101,211

Tablo 4-2: 5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksenle ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
4X4	100	100,796	100	100,054
5X5	100	100,637	100	100,755
6X6	100	99,787	100	100,809
7X7	100	100,424	100	100,539
8X8	100	99,787	100	99,892
10X10	100	100,000	100	100,000
12X12	100	100,371	100	99,569
15X15	100	100,159	100	100,377
20X20	100	100,106	100	99,354
22X22	100	100,743	100	100,000
25X25	100	100,478	100	99,731
30X30	100	100,478	100	99,731
35X35	100	100,159	100	99,407
40X40	100	100,371	100	99,624

Tablo 4-3: 10 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi ekseninde ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
4X4	100	100,212	100	98,486
5X5	100	100,690	100	98,966
6X6	100	99,787	100	98,752
7X7	100	100,690	100	98,858
8X8	100	99,575	100	98,539
10X10	100	99,628	100	98,592
12X12	100	100,478	100	98,539
15X15	100	99,947	100	98,858
20X20	100	100,690	100	98,646
22X22	100	100,796	100	98,698
25X25	100	100,265	100	98,166
30X30	100	101,008	100	98,858
35X35	100	100,265	100	99,072
40X40	100	100,743	100	98,646

Varian DBX Lineer Hızlandırıcısında yapılan dikdörtgen alan planlarına ait CMS XiO ve Eclipse TPS ile hesaplanan ve ölçülen merkezi eksen nokta dozları d=1,5 cm için Tablo 4-4, Tablo 4-5, Tablo 4-6, Tablo 4-7’de, d=5 cm için Tablo 4-8, Tablo 4-9, Tablo 4-10, Tablo 4-11’de, d=10 cm için Tablo 4-12, Tablo 4-13, Tablo 4-14 ve Tablo 4-15’de gösterilmiştir.

Tablo 4-4: 1,5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi ekseninde ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
4X8	100	101,126	100	102,011
4X10	100	101,662	100	101,478
4X15	100	101,341	100	101,157
4X20	100	100,697	100	101,638
4X25	100	100,911	100	101,905
4X30	100	101,126	100	102,011
4X35	100	101,234	100	102,171
4X40	100	101,287	100	102,277
5X8	100	100,911	100	100,945
5X10	100	101,555	100	101,584
5X15	100	101,394	100	101,425
5X20	100	100,804	100	101,905
5X25	100	101,072	100	102,171
5X30	100	101,287	100	102,330
5X35	100	101,394	100	102,491
5X40	100	101,448	100	102,491
6X10	100	101,179	100	101,317
6X15	100	101,126	100	101,211
6X20	100	101,609	100	101,744
6X25	100	101,931	100	102,118
6X30	100	102,199	100	102,330
6X35	100	101,394	100	102,544
6X40	100	101,394	100	102,491
8X10	100	101,179	100	100,197
8X15	100	101,287	100	101,371

Tablo 4-5: 1,5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksenle ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
8X4	100	100,161	100	100,038
10X4	100	100,483	100	100,358
15X4	100	99,893	100	100,891
20X4	100	99,141	100	101,211
25X4	100	99,248	100	100,305
30X4	100	99,302	100	100,465
35X4	100	99,356	100	100,465
40X4	100	99,356	100	100,465
8X5	100	100,321	100	100,251
10X5	100	100,697	100	100,731
15X5	100	100,276	100	100,305
20X5	100	99,517	100	101,638
25X5	100	99,678	100	100,731
30X5	100	99,731	100	100,838
35X5	100	99,785	100	100,838
40X5	100	100,000	100	100,784
10X6	100	100,589	100	100,518
15X6	100	100,214	100	100,197
20X6	100	100,536	100	101,638
25X6	100	100,697	100	101,797
30X6	100	100,804	100	100,838
35X6	100	99,785	100	100,891
40X6	100	99,785	100	100,891
10X8	100	100,751	100	100,784
15X8	100	100,536	100	100,571

Tablo 4-6: 1,5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi ekseninde ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
8X20	100	100,804	100	100,945
8X25	100	101,234	100	101,371
8X30	100	101,502	100	101,584
8X35	100	101,716	100	101,850
8X40	100	100,643	100	101,905
10X15	100	100,911	100	99,985
10X20	100	100,536	100	100,624
10X25	100	100,966	100	99,985
10X30	100	100,214	100	100,358
10X35	100	100,536	100	100,624
10X40	100	100,589	100	100,731
15X20	100	100,804	100	100,945
15X25	100	100,268	100	101,531
15X30	100	100,643	100	102,011
15X35	100	101,019	100	101,211
15X40	100	101,126	100	101,264
20X25	100	101,126	100	101,264
20X30	100	100,536	100	100,677
20X35	100	100,911	100	101,051
20X40	100	100,911	100	101,051
25X30	100	101,019	100	101,157
25X35	100	101,448	100	101,584
25X40	100	100,321	100	101,584
30X40	100	100,643	100	100,731
35X40	100	100,751	100	100,838

Tablo 4-7: 1,5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi ekseninde ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
20X8	100	99,893	100	101,051
25X8	100	100,106	100	100,197
30X8	100	100,214	100	100,305
35X8	100	100,268	100	100,411
40X8	100	99,248	100	100,411
15X10	100	100,589	100	99,505
20X10	100	100,000	100	99,985
25X10	100	100,214	100	99,184
30X10	100	99,248	100	99,345
35X10	100	99,356	100	99,398
40X10	100	99,410	100	99,451
20X15	100	100,483	100	100,571
25X15	100	99,731	100	100,890
30X15	100	99,946	100	100,038
35X15	100	100,000	100	100,144
40X15	100	100,053	100	100,144
25X20	100	100,751	100	100,838
30X20	100	99,893	100	99,985
35X20	100	100,053	100	100,091
40X20	100	100,053	100	100,144
30X25	100	100,643	100	100,731
35X25	100	100,804	100	100,838
40X25	100	99,678	100	100,891
40X30	100	100,268	100	100,251
40X35	100	100,643	100	100,624

Tablo 4-8: 5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksenle ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
4X8	100	100,531	100	102,210
4X10	100	100,318	100	101,940
4X15	100	100,371	100	101,940
4X20	100	100,849	100	101,509
4X25	100	101,115	100	101,832
4X30	100	100,318	100	102,048
4X35	100	100,477	100	102,155
4X40	100	100,531	100	102,210
5X8	100	100,053	100	100,755
5X10	100	100,902	100	101,616
5X15	100	101,115	100	101,778
5X20	100	100,743	100	101,402
5X25	100	101,062	100	101,725
5X30	100	100,265	100	101,993
5X35	100	100,424	100	102,102
5X40	100	100,478	100	102,155
6X10	100	100,159	100	100,862
6X15	100	100,424	100	101,078
6X20	100	100,053	100	101,670
6X25	100	100,478	100	102,102
6X30	100	99,734	100	101,347
6X35	100	99,808	100	101,563
6X40	100	100,053	100	101,402
8X10	100	99,840	100	100,324
8X15	100	100,371	100	100,862

Tablo 4-9: 5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksenle ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
8X4	100	99,785	100	100,000
10X4	100	99,463	100	100,485
15X4	100	99,463	100	100,270
20X4	100	99,785	100	100,647
25X4	100	100,000	100	99,892
30X4	100	99,248	100	100,000
35X4	100	99,248	100	100,108
40X4	100	99,248	100	100,108
8X5	100	100,161	100	100,970
10X5	100	100,751	100	100,593
15X5	100	100,589	100	100,539
20X5	100	100,053	100	101,887
25X5	100	100,321	100	101,132
30X5	100	99,517	100	100,324
35X5	100	99,678	100	100,377
40X5	100	99,731	100	100,377
10X6	100	100,321	100	99,947
15X6	100	100,321	100	99,947
20X6	100	99,893	100	101,402
25X6	100	100,106	100	100,700
30X6	100	99,248	100	100,862
35X6	100	99,356	100	99,947
40X6	100	99,356	100	99,947
10X8	100	100,268	100	99,892
15X8	100	100,429	100	100,108

Tablo 4-10: 5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksenle ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
8X20	100	101,327	100	100,000
8X25	100	100,265	100	101,078
8X30	100	100,743	100	101,402
8X35	100	100,371	100	100,593
8X40	100	100,371	100	100,647
10X15	100	100,690	100	99,892
10X20	100	100,478	100	99,731
10X25	100	101,008	100	100,324
10X30	100	100,371	100	99,624
10X35	100	100,690	100	99,892
10X40	100	100,743	100	100,000
15X20	100	100,318	100	100,593
15X25	100	101,008	100	100,216
15X30	100	100,424	100	100,700
15X35	100	100,796	100	101,078
15X40	100	100,796	100	101,185
20X25	100	101,008	100	100,270
20X30	100	100,478	100	99,731
20X35	100	100,902	100	100,162
20X40	100	101,008	100	100,270
25X30	100	100,159	100	100,485
25X35	100	100,584	100	99,839
25X40	100	100,637	100	99,947
30X40	100	100,000	100	100,431
35X40	100	100,000	100	99,624

Tablo 4-11: 5 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksenle ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
20X8	100	100,000	100	100,647
25X8	100	100,321	100	100,000
30X8	100	100,589	100	100,162
35X8	100	99,624	100	99,246
40X8	100	99,678	100	99,246
15X10	100	100,858	100	99,407
20X10	100	100,536	100	99,084
25X10	100	100,858	100	99,462
30X10	100	100,053	100	98,707
35X10	100	100,161	100	98,815
40X10	100	100,161	100	98,869
20X15	100	100,483	100	100,216
25X15	100	101,019	100	99,731
30X15	100	100,268	100	100,000
35X15	100	100,483	100	100,162
40X15	100	100,536	100	100,216
25X20	100	101,287	100	99,892
30X20	100	100,589	100	99,192
35X20	100	100,804	100	99,462
40X20	100	100,911	100	99,515
30X25	100	100,483	100	100,162
35X25	100	100,751	100	99,354
40X25	100	100,804	100	99,462
40X30	100	100,375	100	100,108
40X35	100	100,858	100	99,515

Tablo 4-12: 10 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksenle ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
4X8	100	101,006	100	99,663
4X10	100	100,579	100	99,929
4X15	100	100,418	100	99,823
4X20	100	101,113	100	99,769
4X25	100	100,792	100	100,195
4X30	100	101,050	100	99,716
4X35	100	101,273	100	99,929
4X40	100	100,579	100	99,983
5X8	100	100,792	100	99,343
5X10	100	101,326	100	99,929
5X15	100	100,686	100	99,983
5X20	100	100,686	100	100,035
5X25	100	101,166	100	99,716
5X30	100	100,686	100	100,035
5X35	100	101,006	100	100,303
5X40	100	101,113	100	100,409
6X10	100	100,792	100	99,343
6X15	100	100,258	100	99,609
6X20	100	100,365	100	99,716
6X25	100	100,152	100	99,449
6X30	100	100,526	100	99,823
6X35	100	100,792	100	100,089
6X40	100	100,846	100	100,195
8X10	100	99,939	100	98,490
8X15	100	100,632	100	99,130

Tablo 4-13: 10 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi ekseninde ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
8X4	100	99,893	100	98,650
10X4	100	99,307	100	98,756
15X4	100	98,988	100	98,384
20X4	100	99,574	100	99,023
25X4	100	99,147	100	98,596
30X4	100	99,361	100	97,957
35X4	100	99,414	100	98,170
40X4	100	98,669	100	98,170
8X5	100	100,372	100	98,916
10X5	100	100,585	100	99,183
15X5	100	99,680	100	99,023
20X5	100	99,520	100	99,769
25X5	100	99,947	100	99,343
30X5	100	99,254	100	98,810
35X5	100	99,414	100	98,863
40X5	100	99,520	100	98,970
10X6	100	100,160	100	98,810
15X6	100	99,414	100	98,810
20X6	100	99,414	100	100,409
25X6	100	98,988	100	99,183
30X6	100	99,254	100	98,650
35X6	100	99,467	100	98,810
40X6	100	99,467	100	98,863
10X8	100	99,680	100	98,276
15X8	100	100,053	100	98,596

Tablo 4-14: 10 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksenle ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
8X20	100	100,899	100	98,863
8X25	100	100,792	100	99,556
8X30	100	100,365	100	99,183
8X35	100	100,739	100	99,556
8X40	100	100,899	100	99,663
10X15	100	100,899	100	98,863
10X20	100	100,526	100	98,384
10X25	100	100,473	100	98,276
10X30	100	101,006	100	98,810
10X35	100	100,473	100	98,276
10X40	100	100,579	100	98,436
15X20	100	100,099	100	98,863
15X25	100	100,312	100	98,970
15X30	100	101,006	100	99,663
15X35	100	100,632	100	99,236
15X40	100	100,792	100	99,343
20X25	100	100,365	100	98,916
20X30	100	101,220	100	98,810
20X35	100	100,899	100	98,436
20X40	100	100,899	100	98,596
25X30	100	100,632	100	99,076
25X35	100	101,273	100	98,756
25X40	100	101,433	100	98,970
30X40	100	101,326	100	98,756
35X40	100	100,899	100	98,330

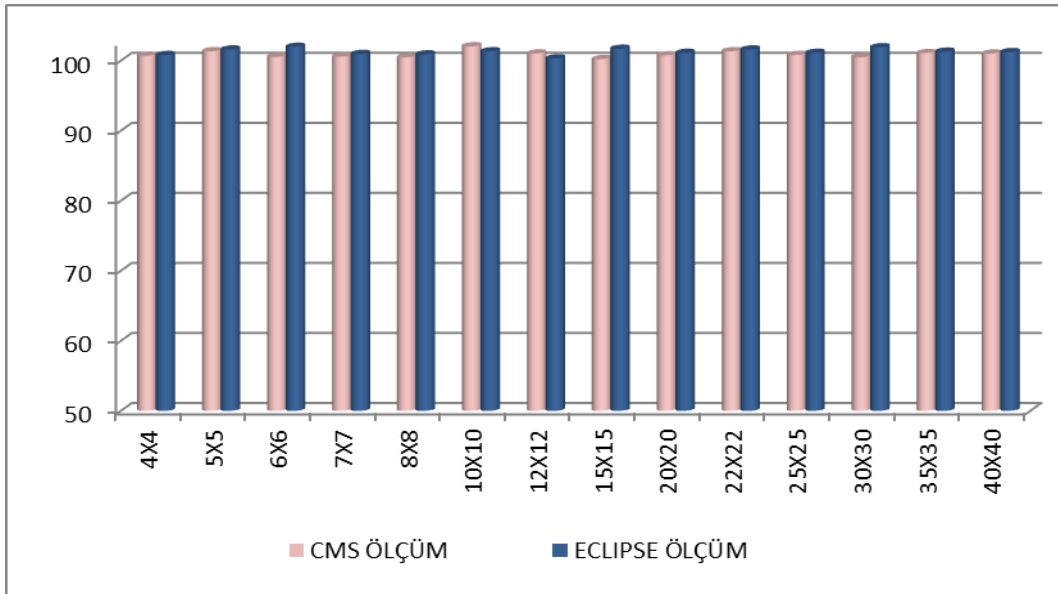
Tablo 4-15: 10 cm derinlikte farklı alan boyutlarında CMS ve Eclipse TPS’de hesaplanan ve 0,6 cc iyon odası ile merkezi eksenle ölçülen nokta doz (cGy) sonuçları

ALAN	CMS	CMS ÖLÇÜM	ECLIPSE	ECLIPSE ÖLÇÜM
20X8	100	100,160	100	99,609
25X8	100	99,893	100	98,490
30X8	100	99,414	100	97,957
35X8	100	99,574	100	98,116
40X8	100	99,627	100	98,224
15X10	100	100,585	100	98,224
20X10	100	100,053	100	97,638
25X10	100	99,840	100	97,424
30X10	100	100,213	100	96,998
35X10	100	99,627	100	97,264
40X10	100	99,680	100	97,318
20X15	100	99,947	100	98,490
25X15	100	99,893	100	98,384
30X15	100	100,479	100	98,916
35X15	100	99,840	100	98,330
40X15	100	100,000	100	98,544
25X20	100	100,107	100	98,650
30X20	100	100,745	100	98,384
35X20	100	100,213	100	97,850
40X20	100	100,425	100	98,064
30X25	100	100,319	100	98,863
35X25	100	100,745	100	98,330
40X25	100	100,958	100	98,650
40X30	100	101,065	100	98,650
40X35	100	100,798	100	98,384

4.2. Merkezi Eksen Nokta Dozları Sonuçlarının Karşılaştırmalı Grafikleri

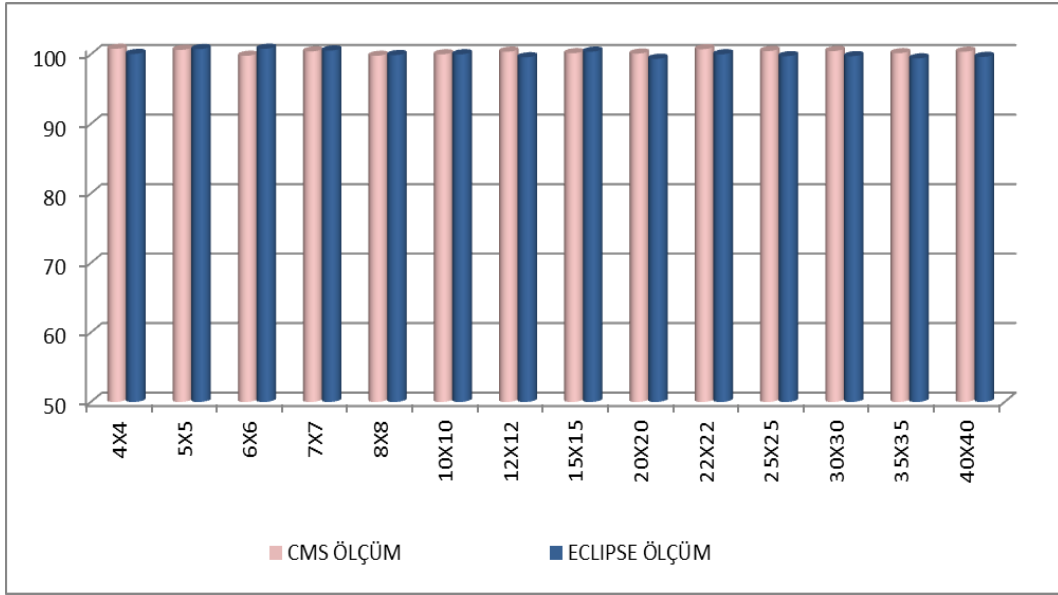
Sonuçları karşılaştırmak için, her iki tedavi planlama sisteminde $d=1.5$ cm, $d=5$ cm, $d=10$ cm derinliklerinde ölçülen merkezi eksen doz değerlerine ait karşılaştırmalı grafikler çizildi. Tablo 4-1'e ait grafik Şekil 4-1 ile, Tablo 4-2'e ait grafik Şekil 4-2 ile, Tablo 4-3'e ait grafik Şekil 4-3 ile, Tablo 4-4'e ait grafik Şekil 4-4 ile, Tablo 4-5'e ait grafik Şekil 4-5 ile, Tablo 4-6'ya ait grafik Şekil 4-6 ile, Tablo 4-7'ye ait grafik Şekil 4-7 ile, Tablo 4-8'e ait grafik Şekil 4-8 ile, Tablo 4-9'a ait grafik Şekil 4-9 ile, Tablo 4-10'a ait grafik Şekil 4-10 ile, Tablo 4-11'e ait grafik Şekil 4-11 ile, Tablo 4-12'e ait grafik Şekil 4-12 ile, Tablo 4-13'e ait grafik Şekil 4-13 ile, Tablo 4-14'e ait grafik Şekil 4-14 ile, Tablo 4-15'e ait grafik Şekil 4-15 ile gösterilmiştir.

4.2.1. Tablo 4-1. Verilerinin Karşılaştırılması



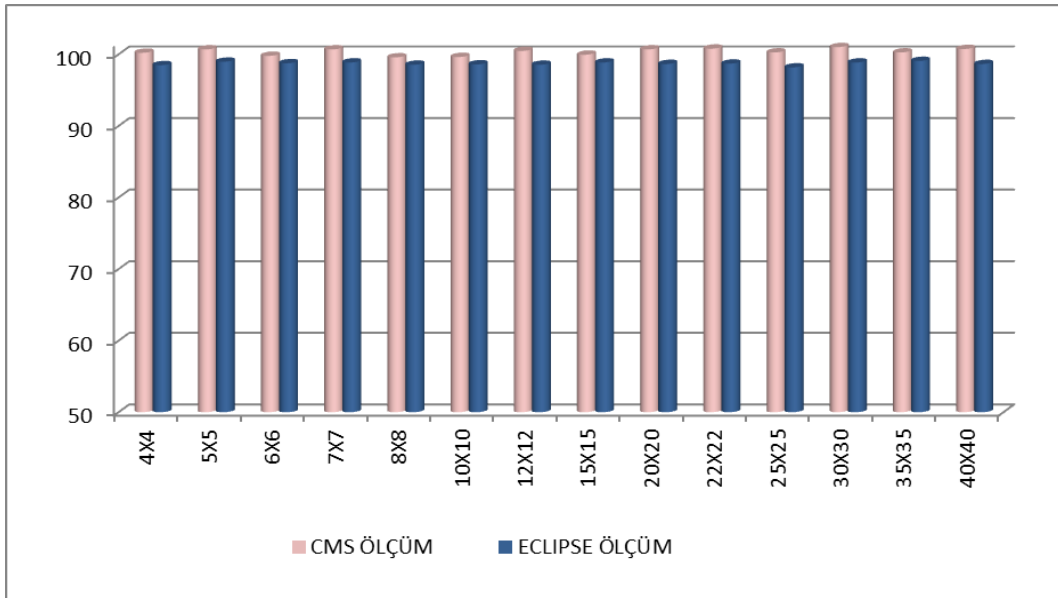
Şekil 4-1: 1,5 cm derinlikte kare alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.2. Tablo 4-2. Verilerinin Karşılaştırılması



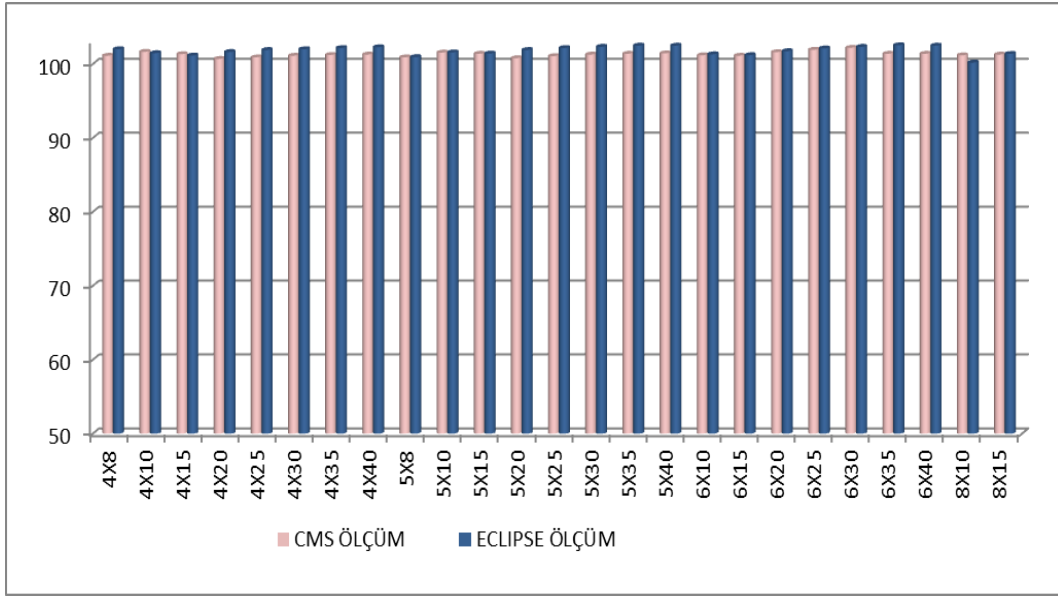
Şekil 4-2: 5 cm derinlikte kare alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.3. Tablo 4-3. Verilerinin Karşılaştırılması



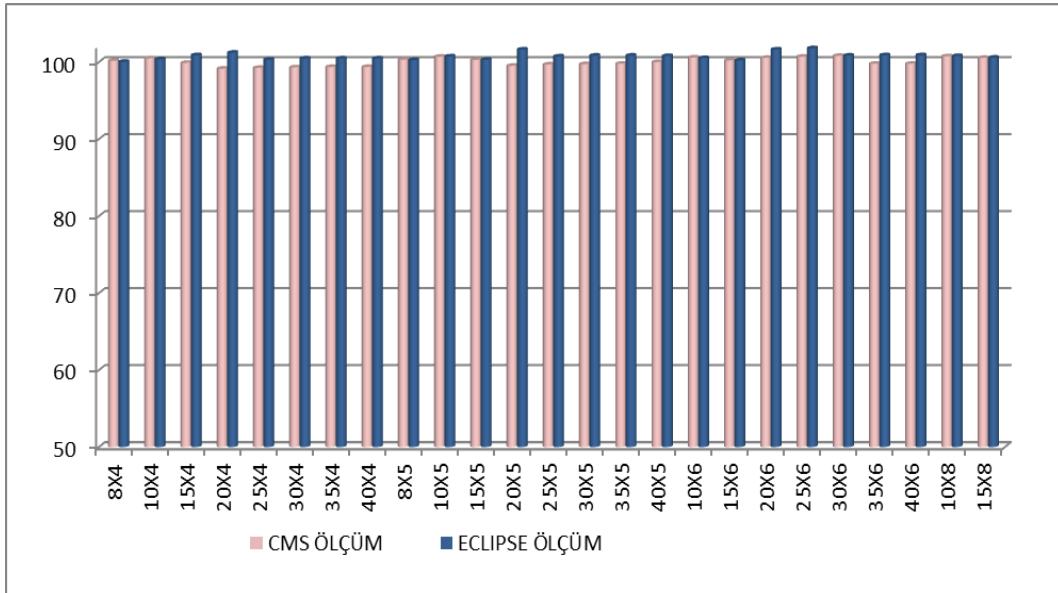
Şekil 4-3: 10 cm derinlikte kare alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.4. Tablo 4-4. Verilerinin Karşılaştırılması



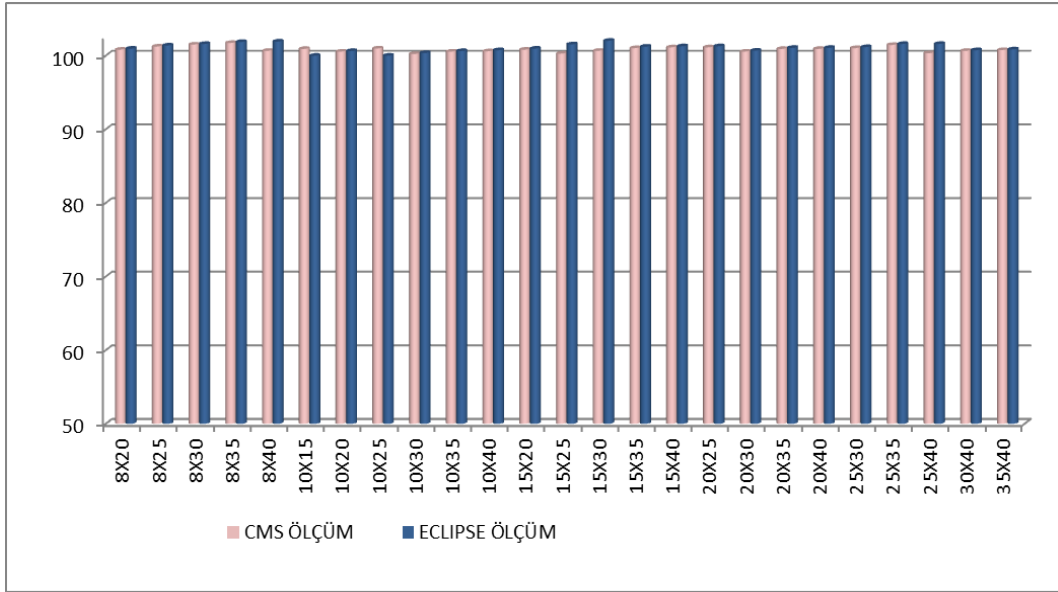
Şekil 4-4: 1,5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.5. Tablo 4-5. Verilerinin Karşılaştırılması



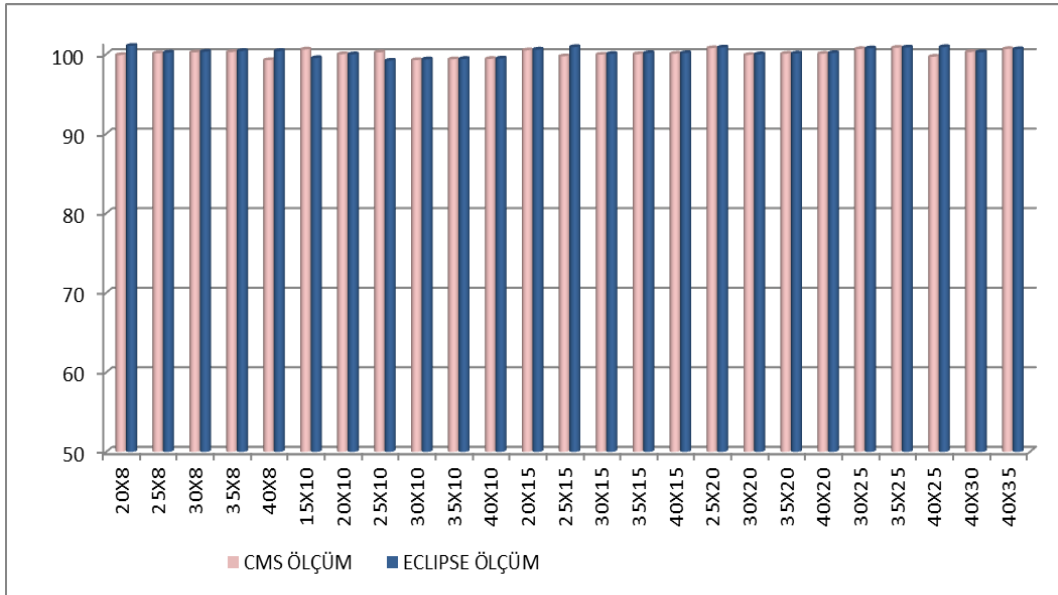
Şekil 4-5: 1,5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.6. Tablo 4-6. Verilerinin Karşılaştırılması



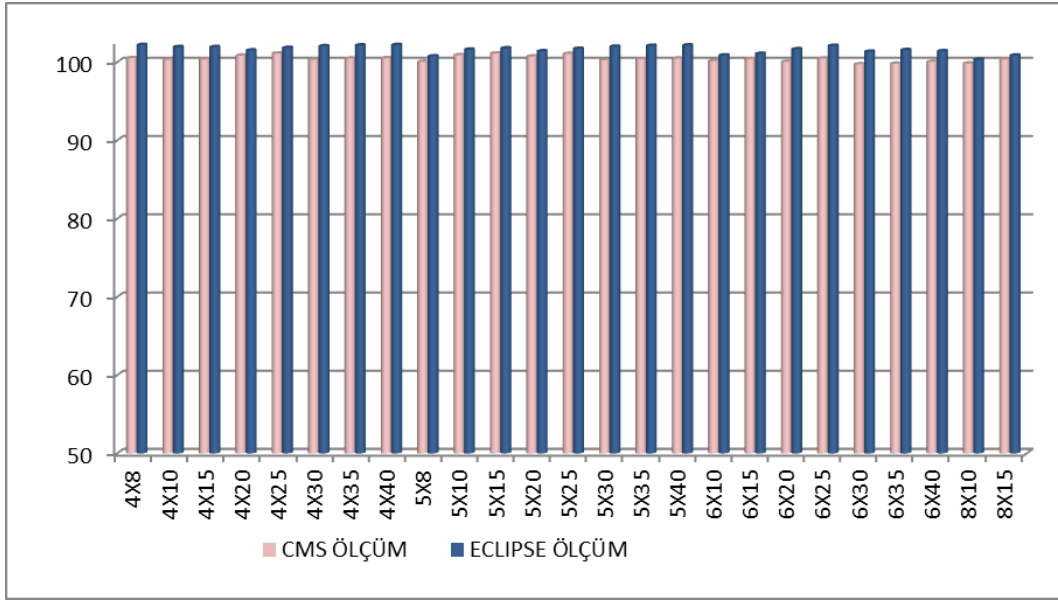
Şekil 4-6: 1,5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.7. Tablo 4-7. Verilerinin Karşılaştırılması



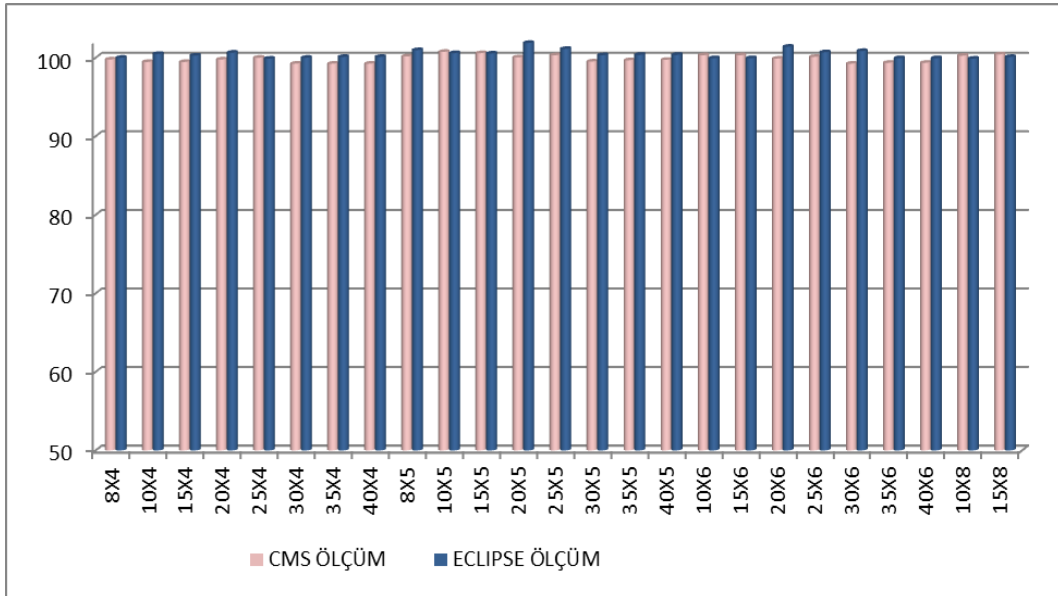
Şekil 4-7: 1,5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.8. Tablo 4-8. Verilerinin Karşılaştırılması



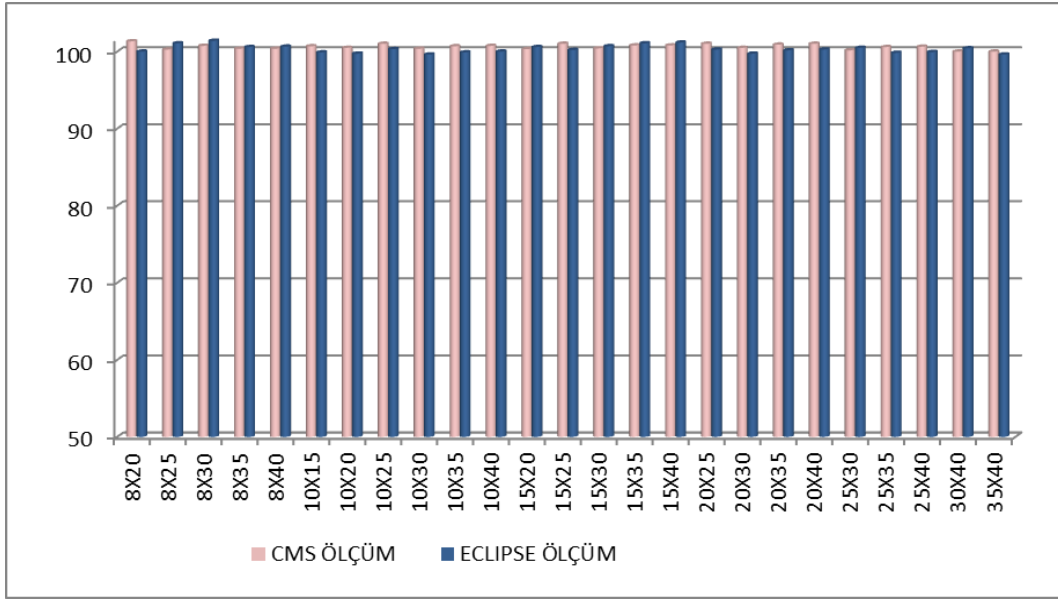
Şekil 4-8: 5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.9. Tablo 4-9. Verilerinin Karşılaştırılması



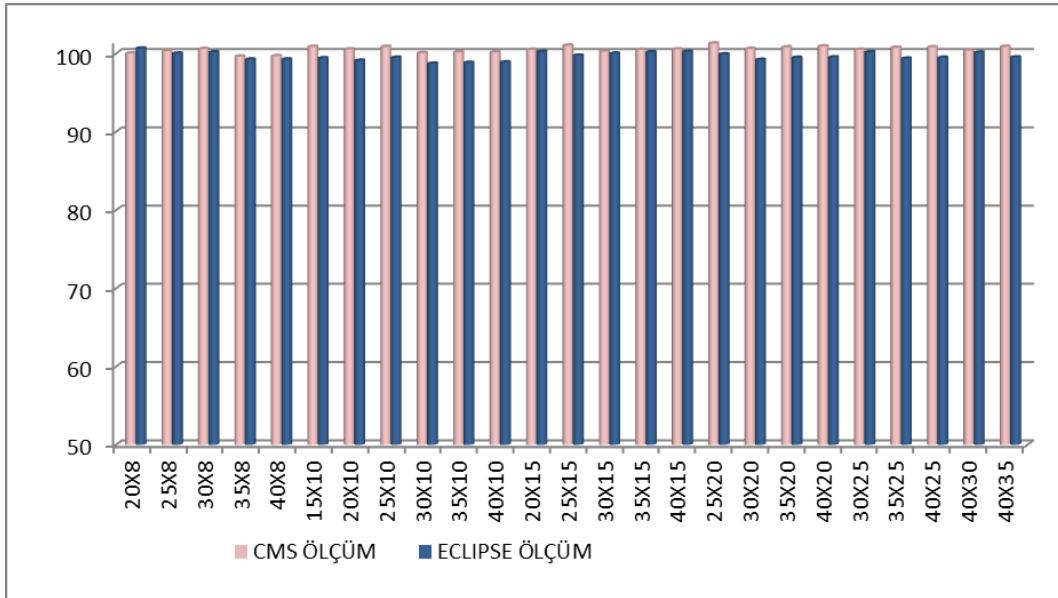
Şekil 4-9: 5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.10. Tablo 4-10. Verilerinin Karşılaştırılması



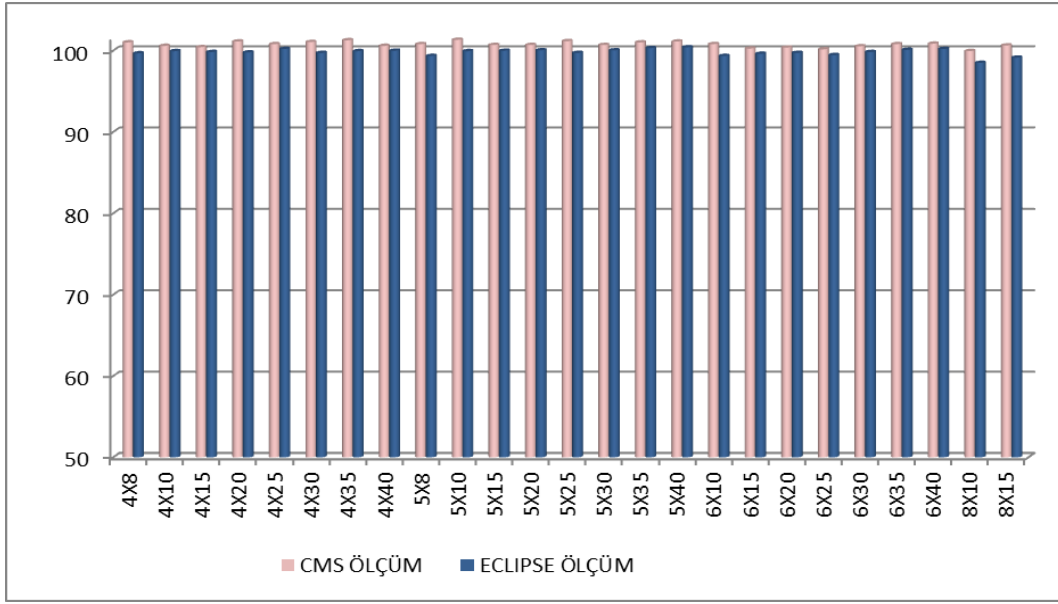
Şekil 4-10: 5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.11. Tablo 4-11. Verilerinin Karşılaştırılması



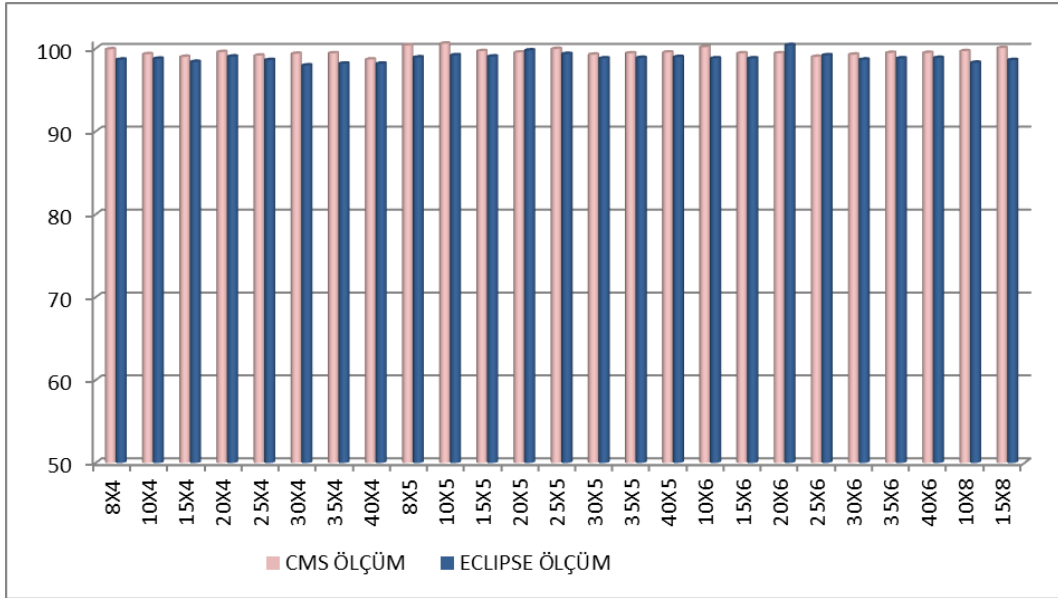
Şekil 4-11: 5 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.12. Tablo 4-12. Verilerinin Karşılaştırılması



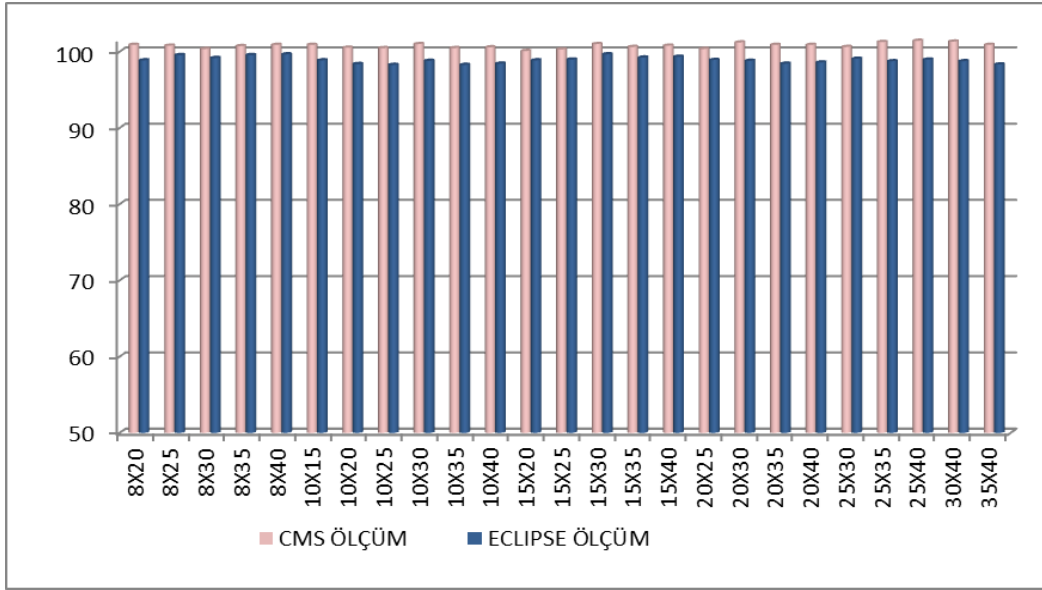
Şekil 4-12: 10 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.13. Tablo 4-13. Verilerinin Karşılaştırılması



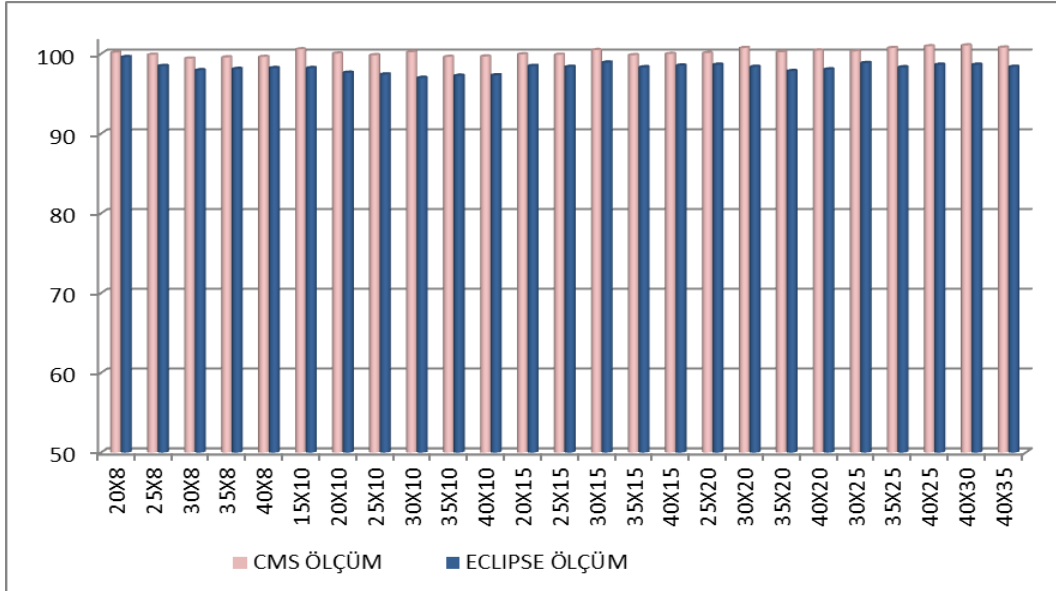
Şekil 4-13: 10 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.14. Tablo 4-14. Verilerinin Karşılaştırılması



Şekil 4-14: 10 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.2.15. Tablo 4-15. Verilerinin Karşılaştırılması



Şekil 4-15: 10 cm derinlikte dikdörtgen alanlarda ölçülen merkezi eksen nokta doz verilerinin karşılaştırılması

4.3. Hesaplanan ve Ölçülen Merkezi Eksen Nokta Doz Sonuçlarının İstatiksel Analizi

4.3.1. Kare Alanlarda İstatiksel Analiz

Kare alanlarda, d=1,5 cm, d=5 cm, d=10 cm derinliklerinde ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile CMS XiO ve Eclipse TPS'lerinde hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalamalarına Paired T Testi uygulanarak istatistiksel analiz yapıldı. İstatiksel anlamlılık sınırı $p \leq 0,05$ kabul edildi. Kare alanlardaki p değerleri Tablo 4-16'da görülmektedir.

Tablo 4-16: Kare alanlarda TPS'de hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları

Derinlik	Eclipse	CMS	p değeri
1,5 cm	1,26 ± 0,458	0,884 ± 0,469	0,59
5 cm	0,373 ± 0,272	0,368 ± 0,242	0,96
10 cm	1,309 ± 0,230	0,493 ± 0,279	p<0,001

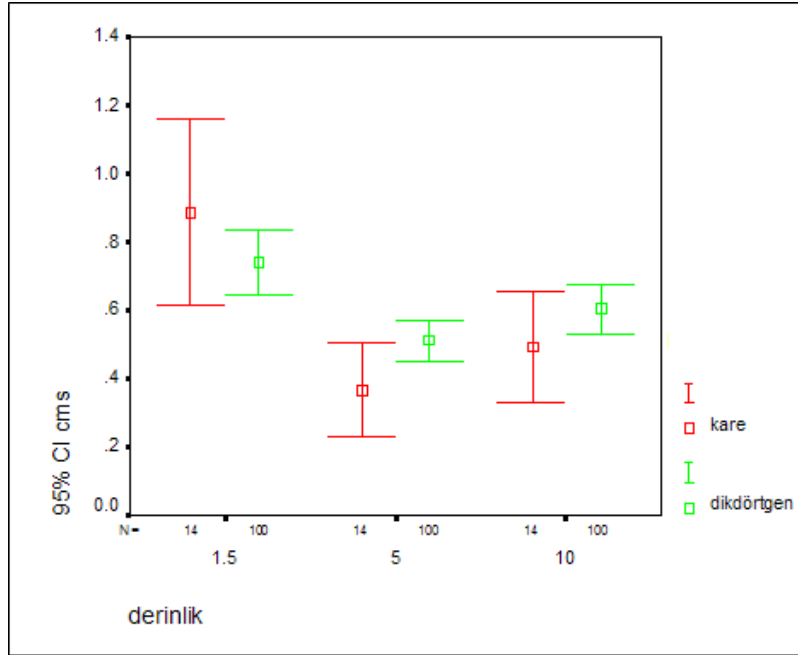
4.3.2. Dikdörtgen Alanlarda İstatiksel Analiz

Dikdörtgen alanlarda, d=1,5 cm, d=5 cm, d=10 cm derinliklerinde ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile CMS XiO ve Eclipse TPS'lerinde hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalamalarına Paired T Testi uygulanarak istatistiksel analiz yapıldı. İstatiksel anlamlılık sınırı $p \leq 0,05$ kabul edildi. Dikdörtgen alanlardaki p değerleri Tablo 4-17'de görülmektedir.

Tablo 4-17: Dikdörtgen alanlarda TPS'de hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları

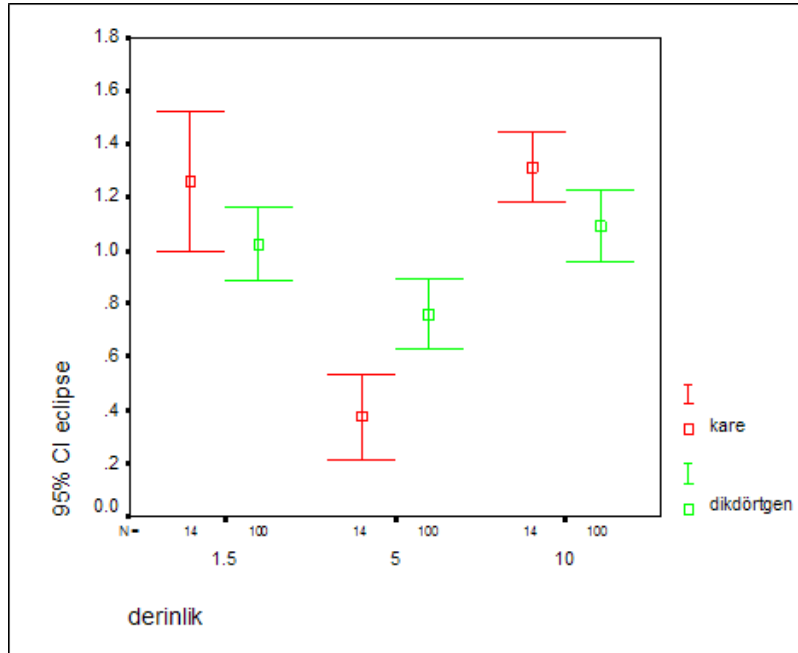
Derinlik	Eclipse	CMS	p değeri
1,5 cm	1,024 ± 0,695	0,740 ± 0,487	p <0,001
5 cm	0,758 ± 0,667	0,511 ± 0,314	0,02
10 cm	1,094 ± 0,685	0,603 ± 0,346	p <0,001

Şekil 4-16'da CMS XiO TPS'deki hesaplanan ve ölçülen doz farkının derinliğe, kare ve dikdörtgen alanlara göre değişimi gösterilmiştir.



Şekil 4-16: CMS XiO TPS'de hesaplanan ve ölçülen merkezi eksen nokta doz farkının derinliğe ve alan türüne göre değişimi

Şekil 4-17'de Eclipse TPS'deki hesaplanan ve ölçülen doz farkının derinliğe, kare ve dikdörtgen alanlara göre değişimi gösterilmiştir.



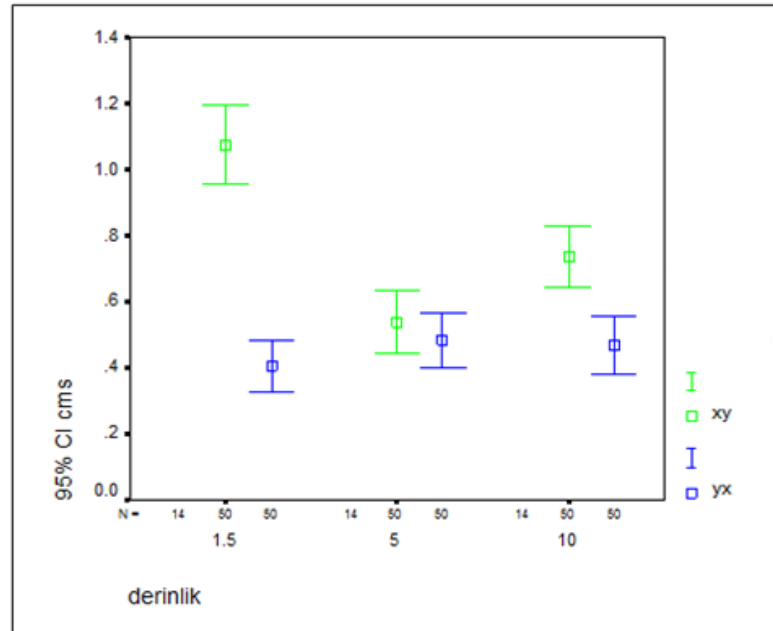
Şekil 4-17: Eclipse TPS'de hesaplanan ve ölçülen merkezi eksen nokta doz farkının derinliğe ve alan türüne göre değişimi

4.3.3. CMS XiO ve Eclipse TPS'lerinde XY ve YX Alanlarında İstatiksel Analiz

CMS XiO TPS'de, d=1,5 cm, d=5 cm, d=10 cm derinliklerinde dikdörtgen XY (örneğin; 4x8) ve dikdörtgen YX (örneğin; 8x4) alanlarında ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalamalarına Paired T Testi uygulanarak istatistiksel analiz yapıldı. İstatistiksel anlamlılık sınırı $p \leq 0,05$ kabul edildi. Tablo 4-18'de p değerleri görülmektedir. Şekil 4-18'de CMS XiO TPS'de XY ve YX alanlarında merkezi eksen nokta doz farklarının derinliğe bağlı değişimi gösterilmiştir.

Tablo 4-18: Dikdörtgen alanlarda CMS XiO TPS'de XY ve YX alanlarında hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları

Derinlik	CMS XY	CMS YX	p değeri
1,5 cm	$1,075 \pm 0,421$	$0,405 \pm 0,269$	$p < 0,001$
5 cm	$0,538 \pm 0,336$	$0,484 \pm 0,292$	0,360
10 cm	$0,739 \pm 0,327$	$0,467 \pm 0,311$	$p < 0,001$

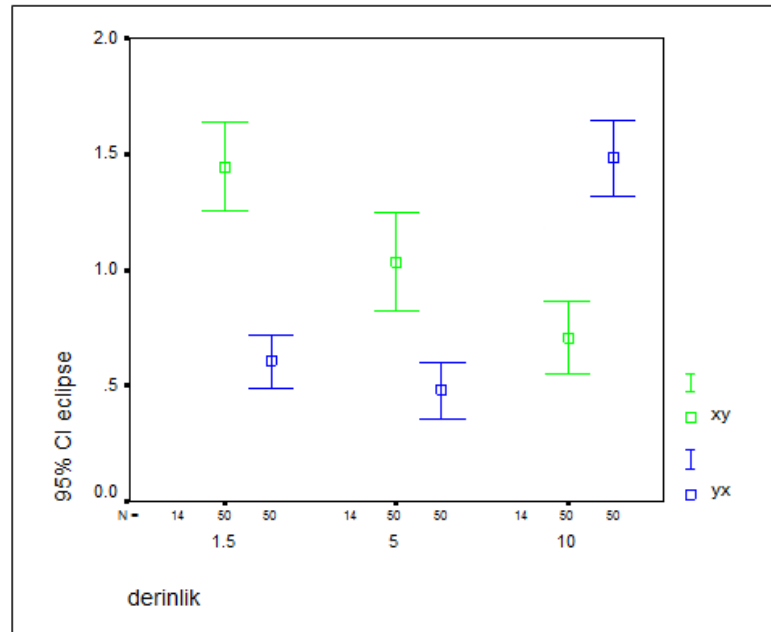


Şekil 4-18: CMS XiO TPS'de XY alanlarında ve YX alanlarında merkezi eksen doz farklarının derinliğe göre değişimi

Eclipse TPS’de, d=1,5 cm, d=5 cm, d=10 cm derinliklerinde dikdörtgen XY (örneğin; 4x8) ve dikdörtgen YX alanlarında (örneğin; 8x4) ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalamalarına Paired T Testi uygulanarak istatistiksel analiz yapıldı. İstatistiksel anlamlılık sınırı $p \leq 0,05$ kabul edildi. Tablo 4-19’da p değerleri görülmektedir. Şekil 4-19’da Eclipse TPS’de XY ve YX alanlarında merkezi eksen nokta doz farklarının derinliğe bağlı değişimi gösterilmiştir.

Tablo 4-19: Dikdörtgen alanlarda Eclipse TPS’de XY ve YX alanlarında hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları

Derinlik	Eclipse XY	Eclipse YX	p değeri
1,5 cm	$1,445 \pm 0,667$	$0,603 \pm 0,411$	$p < 0,001$
5 cm	$1,035 \pm 0,746$	$0,481 \pm 0,429$	$p < 0,001$
10 cm	$0,707 \pm 0,547$	$1,482 \pm 0,584$	$p < 0,001$



Şekil 4-19: Eclipse TPS’de XY alanlarında ve YX alanlarında merkezi eksen doz farklarının derinliğe göre değişimi

CMS XiO ve Eclipse TPS’de, d=1,5 cm, d=5 cm, d=10 cm derinliklerinde dikdörtgen XY (örneğin; 4x8) alanlarında ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalamalarına Paired T Testi uygulanarak istatistiksel analiz yapıldı. İstatistiksel anlamlılık sınırı $p \leq 0,05$ kabul edildi. XY alanlarındaki p değerleri Tablo 4-20’de görülmektedir.

Tablo 4-20: Dikdörtgen alanlarda CMS ve Eclipse TPS’de XY alanlarında hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları

Derinlik	CMS XY	Eclipse XY	p değeri
1,5 cm	1,075 ± 0,421	1,445±0,667	p <0,001
5 cm	0,538 ± 0,336	1,035±0,746	p <0,001
10 cm	0,738 ± 0,327	0,707± 0,548	0,744

CMS XiO ve Eclipse TPS’de, d=1,5 cm, d=5 cm, d=10 cm derinliklerinde dikdörtgen YX (örneğin; 8x4) alanlarında ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalamalarına Paired T Testi uygulanarak istatistiksel analiz yapıldı. İstatistiksel anlamlılık sınırı $p \leq 0,05$ kabul edildi. YX alanlarındaki p değerleri Tablo 4-21’de görülmektedir.

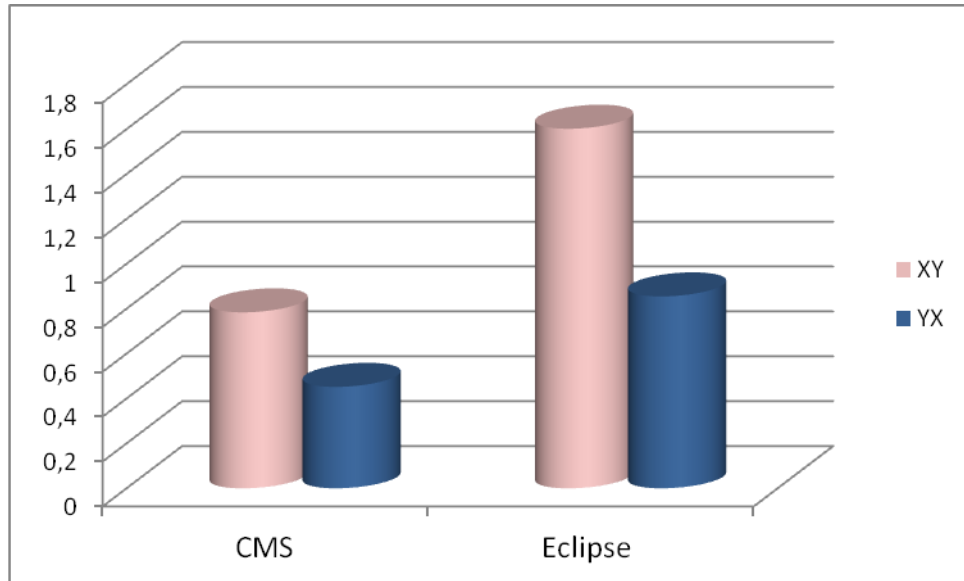
Tablo 4-21: Dikdörtgen alanlarda CMS ve Eclipse TPS’de YX alanlarında hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları

Derinlik	CMS YX	Eclipse YX	p değeri
1,5 cm	0,405 ± 0,269	0,603 ± 0,410	0,001
5 cm	0,484 ± 0,292	0,481 ± 0,429	0,971
10 cm	0,467 ± 0,311	1,481± 0,584	p<0,001

CMS XiO ve Eclipse TPS’de, dikdörtgen XY (örneğin; 4x8) ve dikdörtgen YX (örneğin; 8x4) alanlarında ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalamalarına Paired T Testi uygulanarak istatistiksel analiz yapıldı. İstatistiksel anlamlılık sınırı $p \leq 0,05$ kabul edildi. XY ve YX alanlarında CMS XiO ve Eclipse TPS’lerine ait p değerleri Tablo 4-22’de görülmektedir. Tablo 4-22’ye ait grafik Şekil 4-20’de gösterilmiştir.

Tablo 4-22: Dikdörtgen alanlarda CMS XiO ve Eclipse TPS’de XY ve YX alanlarında hesaplanan merkezi eksen nokta dozları ile ölçülen nokta dozlar arasındaki farkların istatistiksel analiz sonuçları

ALAN	CMS	Eclipse	p değeri
XY	0,784 ± 0,424	1,602 ± 0,721	p<0,001
YX	0,452 ± 0,291	0,855 ± 0,655	p<0,001



Şekil 4-20: XY ve YX dikdörtgen alanlarındaki merkezi eksen nokta doz farkları

4.4. Tedavi Planlama Sistemi Algoritmaları için Güven Aralığı (Δ) Parametresinin Belirlenmesi

Kare ve dikdörtgen alanlar için $\Delta = | \text{ortalama fark} | + 1,5 \times \text{SS}$ eşitliğinden Güven Aralığı değerleri belirlendi. CMS XiO ve Eclipse TPS’nin kare ve dikdörtgen alanlar için Δ değerleri Tablo 4-23’de gösterilmiştir.

Tablo 4-23: CMS ve Eclipse TPS'leri için Güven Aralığı değerleri

Derinlik	Kare alanlar		Dikdörtgen alanlar	
	CMS Δ değeri	Eclipse Δ değeri	CMS Δ değeri	Eclipse Δ değeri
1,5 cm	1,58	1,94	1,47	2,06
5 cm	0,73	0,78	0,98	1,75
10 cm	0,91	1,65	1,12	2,12

5. TARTIŞMA

Tedavi planlama sistemleri radyoterapide tümör kontrolünü maksimize, normal doku komplikasyonlarını minimize etmek için, doz dağılımları ve hüzmeye şekillerini oluşturmak amacıyla kullanılan bilgisayar yazılım ve donanımlarıdır. Tedavi planlama sisteminin doğruluğu, radyoterapide güvenli ve etkili tedavinin temel prensibidir. Tümöre ve sağlam dokulara verilen dozun hesabı tedavi planlama sistemlerinde bulunan doz hesaplama algoritmaları ile yapılmaktadır.

Kliniğimizde CMS XiO planlama sistemi ve Varian Eclipse planlama sistemi bulunmaktadır. Tedavi cihazı, planlama sistemine tanıtılırken fotonlarda genellikle kare alanlardaki veriler girilmektedir. Işın modellemede CMS XiO tedavi planlama sisteminde sadece kare alanlardaki veriler girilirken, Eclipse tedavi planlama sisteminde dikdörtgen alanlardaki veriler de girilmektedir. Çalışmamızda; kliniğimizde Eclipse TPS ile kullanılan Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcısı CMS XiO tedavi planlama sistemine de tanıtılarak farklı iki tedavi planlama sisteminin doz hesaplama algoritmalarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcısına ait açık alan derin doz, açık alan doz profili, açık alan diagonal alan profilleri, total saçılma faktörleri, kolimatör saçılma faktörleri ölçülerek tedavi cihazı CMS XiO tedavi planlama sistemine tanıtıldı. Işın modelleme yapıldıktan sonra her iki tedavi planlama sisteminde RW3 katı su fantomunun BT görüntüleri elde edilerek kare ve dikdörtgen alanlarda $d=1,5$ cm, $d=5$ cm, $d=10$ cm derinliklerinde planlar hazırlandı. Doz hesaplama algoritması olarak CMS XiO TPS’de FFT Convolution, Eclipse TPS’de AAA kullanıldı. Planlar izosantırdaki doz 100 cGy, gantry açısı 0° olacak şekilde hazırlandı. Hazırlanan planların merkezi eksen nokta dozları RW3 katı su fantomu ve farmer tipi iyon odası kullanılarak Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcısında alınan ölçümler sonucunda kaydedildi. TPS’lerinde hesaplanan ve ölçülen merkezi eksen nokta dozları arasındaki farklar belirlenerek istatistiksel analiz yöntemi ile iki tedavi planlama sisteminin doz hesaplama algoritmaları karşılaştırıldı.

Kare alanlarda; 1,5 cm derinliğinde Eclipse TPS’de ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması $1,26 \pm 0,458$, CMS XiO TPS’de $0,884 \pm 0,469$ olarak bulundu. İki tedavi planlama sistemindeki farklar istatistiksel

olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulunamadı ($p=0,59$). **5 cm derinliğinde** Eclipse TPS’de ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması $0,373\pm0,272$, CMS XiO TPS’de $0,368\pm0,242$ olarak bulundu. İki tedavi planlama sistemindeki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulunamadı ($p=0,96$). **10 cm derinliğinde** Eclipse TPS’de ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması $1,309\pm0,230$, CMS XiO TPS’de $0,493\pm0,279$ olarak bulundu. İki tedavi planlama sistemindeki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulundu ($p<0,001$).

Kare alanlardaki sonuçlar değerlendirildiğinde hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki farkların CMS XiO TPS’de Eclipse TPS’ne göre üç derinlikte de daha az olduğu görüldü. 1,5 cm ve 5 cm derinliklerindeki farklar anlamlı değil iken, 10 cm derinliğindeki fark anlamlıdır.

Dikdörtgen alanlarda; **1,5 cm derinliğinde** Eclipse TPS’de ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması $1,024\pm0,695$, CMS XiO TPS’de $0,740\pm0,487$ olarak bulundu. İki tedavi planlama sistemindeki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulundu ($p<0,001$). **5 cm derinliğinde** Eclipse TPS’de ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması $0,758\pm0,667$, CMS XiO TPS’de $0,511\pm0,314$ olarak bulundu. İki tedavi planlama sistemindeki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulundu ($p=0,02$). **10 cm derinliğinde** Eclipse TPS’de ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması $1,094\pm0,685$, CMS XiO TPS’de $0,603\pm0,346$ olarak bulundu. İki tedavi planlama sistemindeki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulundu ($p<0,001$).

Dikdörtgen alanlardaki sonuçlar değerlendirildiğinde hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki farkların CMS XiO TPS’de Eclipse TPS’ne göre üç derinlikte de daha az olduğu görüldü. 5 cm derinliğindeki fark anlamlı değil iken 1,5 cm ve 10 cm derinliklerindeki farklar anlamlıdır.

Literatürde homojen ortamda kare ve dikdörtgen alanlarda yapılan çok fazla çalışma yoktur. Daha çok inhomojen ortamlarda yapılan çalışmalar mevcuttur.

Venselaar ve ark. TPS’nin foton doz hesaplama doğruluğu için toleransları, geometrinin kompleksliğine göre %2 ile %5 arasında tanımlamışlardır. Homojen ortamlarda merkezi eksenindeki toleransı %2, wedgeli alanlarda, asimetrik alanlarda, inhomojenitenin olduğu ortamlarda merkezi eksenindeki toleransı %3, daha da kompleks

ortamlarda merkezi eksenindeki toleransı %4 olarak belirtmişlerdir. Kompleks geometrilere alan kenarlarında tolerans değeri %5'e kadar çıkmaktadır. (22).

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, foton doz hesaplamaları için homojen ortamda kare ve dikdörtgen alanlarda merkezi eksen için literatürde (22) belirtilen kabul kriteri %2 ile uyumludur.

CMS XiO TPS'de; 1,5 cm derinliğinde dikdörtgen XY alanlarda ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması **1,075±0,421**, dikdörtgen YX alanlarda **0,405±0,269** olarak bulundu. 1,5 cm derinliğinde CMS XiO tedavi planlama sistemindeki dikdörtgen XY ve dikdörtgen YX alanlarındaki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulundu (**p<0,001**). **5 cm derinliğinde** dikdörtgen XY alanlarda ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması **0,538±0,336**, dikdörtgen YX alanlarda **0,484 ± 0,292** olarak bulundu. 5 cm derinliğinde CMS XiO tedavi planlama sistemindeki dikdörtgen XY ve dikdörtgen YX alanlarındaki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulunamadı (**p=0,360**). **10 cm derinliğinde** dikdörtgen XY alanlarda ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması **0,739±0,327**, dikdörtgen YX alanlarda **0,467±0,311** olarak bulundu. 10 cm derinliğinde CMS XiO tedavi planlama sistemindeki dikdörtgen XY ve dikdörtgen YX alanlarındaki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulundu (**p<0,001**).

CMS XiO TPS'deki XY ve YX alanlarındaki sonuçlar değerlendirildiğinde YX alanlarındaki farkların XY alanlarındaki farklardan daha az olduğu görüldü. 1,5 cm ve 10 cm derinliklerindeki farklar anlamlı iken 5 cm derinliğindeki farklar anlamlı değildir.

Eclipse TPS'de; 1,5 cm derinliğinde dikdörtgen XY alanlarda ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması **1,445±0,667**, dikdörtgen YX alanlarda **0,603±0,411** olarak bulundu. 1,5 cm derinliğinde Eclipse tedavi planlama sistemindeki dikdörtgen XY ve dikdörtgen YX alanlarındaki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bulundu (**p<0,001**). **5 cm derinliğinde** dikdörtgen XY alanlarda ölçülen ve hesaplanan merkezi eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması **1,035±0,746**, dikdörtgen YX alanlarda **0,481±0,429** olarak bulundu. 5 cm derinliğinde Eclipse tedavi planlama sistemindeki dikdörtgen XY ve dikdörtgen YX alanlarındaki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bulundu (**p<0,001**). **10 cm derinliğinde** dikdörtgen XY alanlarda ölçülen ve hesaplanan merkezi

eksen nokta dozları arasındaki farkların ortalaması **0,707±0,547**, dikdörtgen YX alanlarda **1,482±584** olarak bulundu. 10 cm derinliğinde Eclipse tedavi planlama sistemindeki dikdörtgen XY ve dikdörtgen YX alanlarındaki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bulundu (**p<0,001**).

Eclipse TPS'deki XY ve YX alanlarındaki sonuçlar değerlendirildiğinde 1,5 cm ve 5 cm derinliklerinde YX alanlarındaki farkların daha az olduğu, 10 cm derinliğinde XY alanlarındaki farkın daha az olduğu görüldü. Her derinlikte farklar anlamlıdır.

Dikdörtgen XY alanlarında; CMS XiO TPS'de, d=1,5 cm derinliğinde ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalaması **1,075±0,421**, Eclipse TPS'de **1,445±0,667** bulunmuştur. Dikdörtgen XY alanlarında 1,5 cm derinliğinde iki TPS'deki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bulundu (**p<0,001**). CMS XiO TPS'de, d=5 cm derinliğinde ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalaması **0,538±0,336**, Eclipse TPS'de **1,035 ± 0,746** bulunmuştur. Dikdörtgen XY alanlarında 5 cm derinliğinde iki TPS'deki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bulundu (**p<0,001**). CMS XiO TPS'de, d=10 cm derinliğinde ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalaması **0,738±0,327**, Eclipse TPS'de **0,707±0,548** bulunmuştur. Dikdörtgen XY alanlarında 10 cm derinliğinde iki TPS'deki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulunamadı (**p=0,744**).

Dikdörtgen YX alanlarında; CMS XiO TPS'de, d=1,5 cm derinliğinde ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalaması **0,405±0,269**, Eclipse TPS'de **0,603±0,410** bulunmuştur. Dikdörtgen YX alanlarında 1,5 cm derinliğinde iki TPS'deki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bulundu (**p=0,001**). CMS XiO TPS'de, d=5 cm derinliğinde ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalaması **0,484±0,292**, Eclipse TPS'de **0,481 ± 0,429** bulunmuştur. Dikdörtgen YX alanlarında 5 cm derinliğinde iki TPS'deki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulunamadı (**p=0,971**). CMS XiO TPS'de, d=10 cm derinliğinde ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalaması **0,467±0,311**, Eclipse

TPS’de **1,481± 0,584** bulunmuştur. Dikdörtgen YX alanlarında 10 cm derinliğinde iki TPS’deki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bulundu (**p<0,001**).

Tüm XY dikdörtgen alanlarında ; CMS XiO TPS’de ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalaması **0,784±0,424**, Eclipse TPS’de **1,602±0,721** bulundu. İki TPS’deki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bulundu (**p<0,001**).

Tüm YX dikdörtgen alanlarında ; CMS XiO TPS’de ölçülen merkezi eksen nokta doz değerleri ile hesaplanan merkezi eksen nokta doz değerleri arasındaki farkların ortalaması **0,452±0,291**, Eclipse TPS’de **0,855±0,655** bulundu. İki TPS’deki farklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde anlamlı bulundu (**p<0,001**).

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task grup 23 (TG-23) foton doz hesaplama algoritmalarının doğruluğunun belirlenebilmesi için bir test paketi geliştirmişlerdir (23).

Venselaar ve ark. 2001 yılında güven aralığı olarak adlandırılan bir parametre tanımlamışlardır. Hesaplanan ve ölçülen % doz farklarının ortalama ve standart sapma değerlerinden Güven Aralığı (Δ) değerlerini elde etmişlerdir. Kare ve dikdörtgen alanlar için literatürde belirtilen güven aralığı toleransı %3’tür (24).

Venselaar ve ark. 2001 yılında AAPM Task Group 23 test paketinde yer alan test setlerini kullanarak Local Planning System-1 (LPS-1), Local Planning System-2 (LPS-2), Theraplan, Plato-RTS, University of Michigan Plan (UM-Plan), CadPlan, Pinnacle, RenderPlan tedavi planlama sistemlerini karşılaştırmışlardır. Kare alanlarda (5x5, 10x10, 25x25) Δ değerlerini; LPS-1 de %2,1, LPS-2’de %0,8, Theraplan’da %1,4, Plato-RTS’de %1,1, UM-Plan’da %1,2, CadPlan’da %1,3, Pinnacle’de %1,3, RenderPlan’da %0,9 bulmuşlardır. Bulunan bu sonuçlar kabul kriteri olan %3 ile uyumludur. Dikdörtgen alanlarda (5x25, 25x5) Δ değerlerini; LPS-1 de %3, LPS-2’de %1, Theraplan’da %2,3, Plato-RTS’de %2,9, UM-Plan’da %4, CadPlan’da %2,1, Pinnacle’de %2,5, RenderPlan’da %1,9 bulmuşlardır. UM-Plan TPS haricinde bulunan bu sonuçlar kabul kriteri olan %3 ile uyumludur (24).

Literatürde çalışmamıza en yakın çalışma Venselaar ve ark.(24) çalışmasıdır. Fakat bizim karşılaştırdığımız AAA ve FFT Convolution algoritmaları bu çalışmada karşılaştırılmamıştır.

Healy ve ark. 2011 yılında IAEA TECDOC 1540' da (International Atomic Energy Agency Technical Document) yer alan test setlerini uygulayarak Eclipse TPS'nin AAA ve PBC doz hesaplama algoritmalarını test etmişlerdir. TPS'de hesaplanan dozlarla ve ölçülen dozları karşılaştırırken Güven Aralığı parametresini kullanmışlardır. Kare alanlarda 6 MV enerjide PBC algoritmasında Δ değerini %1,9, AAA algoritmasında %1,5, 10 MV enerjide PBC algoritmasında Δ değerini %1,8, AAA algoritmasında %1,5, 18 MV enerjide PBC algoritmasında Δ değerini %1,9, AAA algoritmasında %1,8 bulmuşlardır. Bulunan bu sonuçlar kabul kriteri olan %3 ile uyumludur. Dikdörtgen alanlarda 6 MV enerjide PBC algoritmasında Δ değerini %2,5, AAA algoritmasında %1,6, 10 MV enerjide PBC algoritmasında Δ değerini %2,4, AAA algoritmasında %1,6, 18 MV enerjide PBC algoritmasında Δ değerini %3,2, AAA algoritmasında %1,6 bulmuşlardır. 18 MV enerjide PBC algoritması kabul kriteri olan %3 ile uyumlu değilken diğer sonuçlar uyumludur. Kare ve dikdörtgen alanlarda tüm enerjilerde AAA algoritmasında PBC'e göre ölçülen ve hesaplanan dozlar arasında daha az fark olduğu bulunmuştur (25,26).

Çalışmamızda 6 MV enerjide **Eclipse TPS**'de AAA algoritması için kare alanlarda bulduğumuz Δ değerleri; d=1,5 cm de **%1,94**, d=5 cm de **%0,78** , d=10 cm de **%1,65** dir. Dikdörtgen alanlarda bulduğumuz Δ değerleri; d=1,5 cm de **%2,06**, d=5 cm de **%1,75** , d=10 cm de **%2,12** dir. **CMS TPS**'de FFT Convolution algoritması için kare alanlarda bulduğumuz Δ değerleri; d=1,5 cm de **%1,58**, d=5 cm de **%0,73** , d=10 cm de **%0,91** dir. Dikdörtgen alanlarda bulduğumuz Δ değerleri; d=1,5 cm de **%1,47**, d=5 cm de **%0,98** , d=10 cm de **%1,12** dir. Bu sonuçlar literatürle (24) uyumludur ve kabul kriterine (22) uygundur.

Healy ve ark. AAA algoritması ile ilgili buldukları güven aralığı parametresi değerleri bulduğumuz sonuçlarla uyumludur (26).

Casanova ve ark. 2005 yılında AAPM task grup 23 test paketini kullanarak Plato TPS algoritmasının dozimetrik değerlendirmesini yapmışlardır. Çalışmalarında 4 MV ve 18 MV foton enerjilerinde Plato algoritması ile hesaplanan ve ölçülen doz farklarının ortalamalarını sırasıyla % 0,7, %1,2 olarak bulmuşlardır (27).

Weber ve ark. 2002 yılında Collapsed Cone Superposition algoritması olan Helax-TMS TPS'nin doz hesaplama doğruluğunu araştırmışlardır. Kare alanlarda 6 MV enerjili fotonlarda TPS'nin hesapladığı dozlarla ölçülen dozların farklarının ortalamasını $0,33 \pm 1,03$ olarak bulmuşlardır (28).

Aspradakis ve ark. 2003 yılında Helax-TMS TPS'nin doz hesaplama algoritmaları Collapsed Cone Superposition (CCS) ve Pencil Beam Convolution (PBC) un doğruluğunu araştırmışlardır. Kare alanlarda (5x5, 10x10, 15x15, 20x20) 0,125 cc iyon odası ile merkezi ekseninde yaptıkları ölçüm sonuçları ile TPS'de hesaplanan doz farklarının ortalamasını PBC algoritmasında %0,9, CCS algoritmasında %1 olarak bulmuşlardır. Dikdörtgen alanlarda (5x10, 5x20, 5x35, 5x38, 5x40) 0,125 cc iyon odası ile merkezi ekseninde yaptıkları ölçüm sonuçları ile TPS'de hesaplanan doz farklarının ortalamasını PBC algoritmasında %0,5, CCS algoritmasında %1,6 olarak bulmuşlardır (29).

Bragg ve ark. 2006 yılında AAA algoritmasının foton doz hesaplama doğruluğunu araştırdıkları çalışmalarında kare alanlarda, dikdörtgen alanlarda ve inhomojen ortamlarda ölçümler almışlardır. Homojen ortamda aldıkları ölçüm sonuçlarında Eclipse TPS'de AAA algoritması ile hesaplanan dozlar arasındaki farkı %2 aralığında bulmuşlardır (30).

Gershkevitch ve ark. 2009 yılında IAEA TECDOC 1583'de yer alan test setlerini uygulayarak 14 farklı algoritma ve inhomojenite düzeltme metodunun dozimetrik doğrulanmasının yapıldığı, 17 farklı merkezin katıldığı pilot bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada; CMS XiO TPS'nin Clarkson, FFT Convolution ve Multigrid Superposition, Elekta PrecisePlan TPS'nin Pencil Beam Convolution, Mevis CAT3D TPS'nin Pencil Beam Convolution, Multidata DSS+ TPS'nin Clarkson, Nucletron Helax TMS TPS'nin Pencil Beam Convolution ve Collapsed Cone, Nucletron Plato RTS 3D TPS'nin Pencil Beam Convolution with ETAR, Nucletron Theraplan Plus TPS'nin Pencil Beam Convolution with ETAR, Philips Pinnacle TPS'nin Collapsed Cone, Varian Eclipse TPS'nin Pencil Beam Convolution with Modified Batho power law, Pencil Beam Convolution with ETAR ve AAA algoritmaları karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda; gelişmiş algoritmalarda kabul kriterlerine uygun farklar bulunurken, daha basit algoritmalarda %20'lik doz farkları görülmüştür. Farkın ışın enerjisi ile arttığı görülürken, TPS doz hesaplama algoritmasının gelişmişlik derecesi arttıkça farkın azaldığı görülmüştür (31,32).

Bu çalışmanın sonucunda kliniğimizde bulunan CMS XiO ve Eclipse Tedavi Planlama sistemlerinde kare ve dikdörtgen alanlar için ölçülen ve hesaplanan dozlar arasındaki farklar kabul kriterleri içerisinde çıkmıştır.

CMS XiO ve Eclipse tedavi planlama sistemlerinin doz hesaplama algoritmaları karşılaştırıldığında; tedavi cihazının TPS'ye tanıtılması sırasında CMS XiO TPS'ye sadece kare alanlardaki veriler girilirken, Eclipse TPS'ye kare alanların yanı sıra dikdörtgen alanlardaki veriler de girilmektedir. CMS XiO TPS'ye sadece kare alan verileri girildiği halde, FFT Convolution algoritması hem kare hem de dikdörtgen alanlarda ölçülen doz değerlerine daha yakın hesaplama yapmaktadır. Eclipse TPS'de hem kare hem dikdörtgen alanlarda veriler girilirken, ölçülen doz değerleri ile AAA algoritması ile hesaplanan doz değerleri arasındaki farkların hem kare hem de dikdörtgen alanlarda FFT Convolution algoritmasına göre daha fazla olduğu görülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Meredith W. J. 40 Years of Development in Radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* 1984; 29:115-120,
2. Korhonen L. Methods for Dose Calculation and Beam Characterization in External Photon Beam Radiotherapy. Doctoral Dissertation. Helsinki University of Technology; 2009
3. Fraass B. A. The Development of Conformal Radiation Therapy. *Med. Phys.* 1995; 22: 1911-1921
4. Khan F.M. Treatment Planning in Radiation Oncology. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 1998.
5. IAEA. Podgorsak E.B. technical editor. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna, 2005.
6. Van Dyk J , Barnett R.B, Battista J. J. Modern Technology of Radiation Oncology, 2006
7. Technical Report Series No:430, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2004.
8. Jaffray D.A, Battista J.J. X-ray Sources of Medical Linear Accelerators: Focal and Extra Focal Radiation. *Med. Phys.* 1993; 20: 1417-1427
9. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No: 85, Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams, USA, 2004
10. CMS, XiO Model Treatment Planning Systems Reference Library For Release 4.2.1. CMS INC, USA, 2003
11. Schegel W, Bortfeld T, Grosu A.L. New Technologies in Radiation Oncology. Verlag Berlin: Springer; 2006
12. Khan F.M. The Physics of Radiation Therapy 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 2003.

13. Mayles P, Nahum A, Rosenwald J.C. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. Taylor& Francis, New York, 2007
14. www.varian.com
15. Varian Medical Systems. Eclipse Treatment Planning System, 2006.
16. Esch A.E, Tillikainen L, Pyykkonen J, Tenhunen J, Paiusco M, Iori M, Huyskens D. P. Testing of the Analytical Anisotropic Algorithm for Photon Dose Calculation. *Med Phys.*2006; 33(11):4130-4148
17. Muralidhar K.R, Murthy N.P, Raju A.K, Sresty NVNM. Comparative Study of Convolution, Superposition, and Fast Superposition Algorithms in Conventional Radiotherapy, Three-Dimensional Conformal Radiotherapy, and Intensity Modulated Radiotherapy Tecchniques for Various Sites, Done on CMS XiO Planning System. *J. Med. Phys.* 2009; 34: 12-22
18. Wiesmeyer M.D, Miften M.M. A Muitigrid Approach for Accelerating Three-Dimensional Photon Dose Calculation. *Med Phys.* 1999; 26: 1149
19. Elekta CMS Software 3D Photon Algorithms
20. www.ptw.de
21. Technical Report Series No:398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2000.
22. Venselaar J, Wellewerd H, Mijheer. Tolerances for the Accuracy of Photon Beam Dose Calculations of Treatment Planning Systems. *Radiotherapy and Oncology* 2001; 60: 191-201
23. American Asociation of Physicists in Medicine (AAPM) Report No: 55, Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification, USA, 1995
24. Venselaar J, Wellewerd H. Application of a Test Package in an Intercomparison of the Photon Dose Calculation Performance of Treatment Planning Systems Used in aClinical Setting. *Radiotherapy and Oncology* 2000; 60: 203-213
25. Technical Report Series No:1540, Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2007.

26. Healy B.J, Murry R.L. Testing of a Treatment Planning System With Beam Data From IAEA TECDOC 1540. *J. Med. Phys.* 2011; 36(2): 107-110
27. Casanova B.V, Pasquino M, Bresciani S, Catuzzo P, Ozzello F, Tofani S. Dosimetric Evaluation of a Commercial 3D Treatment Planning System Using the AAPM Task Group 23 Test Package. *Med. Phys.* 2005; 32: 744-751
28. Weber L, Nilsson P. Verification of Dose Calculations With a Clinical Treatment Planning System Based on a Point Kernel Dose Engine. *Journal of Applied Clinical Medical Physics.* 2002; 3(2)
29. Aspradakis M.M, Morrison R.H, Richmond N.D, Steele A. Experimental Verification of Convolution/Superposition Photon Dose Calculations for Radiotherapy Treatment Planning. *Phys. Med. Biol.* 2003; 48: 2873-2893
30. Bragg C.M, Conway J. Dosimetric Verification of the Anisotropic Analytical Algorithm for Radiotherapy Treatment Planning. *Radiotherapy and Oncology.* 2006; 81: 315-323
31. Technical Report Series No:1583, Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2008.
32. Gershkevitch E, Schmidt R, Velez G, Miller D, Korf E, Yip F, Wanwilairat S, Vatnitsky S. Dosimetric Verification of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Results of a IAEA Pilot Study. *Radiotherapy and Oncology.* 2009; 89: 339-346

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	KERİME	Soyadı	KAYACAN
Doğ.Yeri	İSTANBUL	Doğ.Tar.	01/08/1981
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	46396446664
Email	kerimekayacan@hotmail.com	Tel	05333276413

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi	
Lisans	İstanbul Üniversitesi	2006
Lise	Büyükşehir Hüseyin Yıldız Anadolu Lisesi	1999

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Fen ve Teknoloji Öğretmenliği	Yavuz Selim İlköğretim Okulu	2006-2009
2.	Tıbbi radyofizikçi	İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enst.	2011-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi		75,00

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	75,224	80,474	85,161
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
CMS XIO Treatment Planning System	İyi
Eclipse Treatment Planning System	İyi
Microsoft Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

