

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

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İÇİN
BAĞIMSIZ “MONITOR UNIT” DOĞRULAMASI**

Yılmaz BİLEK

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

2015

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

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İÇİN
BAĞIMSIZ “MONITOR UNIT” DOĞRULAMASI**

Yılmaz BİLEK

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

Bu tez 17/06/2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Yrd. Doç. Dr. Tahir ÇAKIR

ÖZET

RADYOTERAPİDE KULLANILAN TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İÇİN BAĞIMSIZ “MONITOR UNIT” DOĞRULAMASI

Yılmaz BİLEK

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Bölümü
Danışman: Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL
Haziran 2015, 87 Sayfa

Hasta bazlı kalite kontrol yöntemlerinden biri bağımsız MU doğrulamasıdır. Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik ABD’inde yapılan bu çalışmada CMS XIO tedavi planlama sisteminde bulunan “XIO Standalone” bağımsız MU doğrulama yazılımının kabul testleri yapılarak klinikte hasta bazlı kalite kontrol için kullanılması amaçlandı. Kabul testlerinde kare açık, asimetrik açık ve kama filtreli kare alanlar için TPS’ten hesaplanan doz, IBA marka blue phantom² su fantomunda ölçülüp “XIO Standalone” bağımsız MU doğrulama yazılımı ile hesaplandı. “XIO Standalone” kullanılarak hesaplanan dozun ölçüm ve TPS ile uyumlu olduğu görüldü. Daha sonra IBA I’mrt fantomunda 6 ve 15 MV foton enerjili altı alanlı konformal plan yapıldı. Bu planlar için “XIO Standalone” kullanılarak demet başına doz hesaplandı. Planın her demeti için I’mRT fantom ve FC65-P iyon odası kullanılarak ölçüm yapıldı. Tedavi masasının altında kalan demetlerde “XIO Standalone” ile TPS’te hesaplanan dozların ölçümünden elde edilen dozlara göre farkları yüksek bulundu. Bu farkı ortadan kaldırmak için CMS Monaco konturlama sisteminde bulunan iBeam evo hazır masa modeli plana eklendi. Masa bileşenlerinin elektron yoğunluk değerleri sisteme girildi. XIO TPS’in masayı hesaplamaya katması için masa dış kontura dahil edildi. Aynı MU’lar ile TPS’te yeniden hesaplama yapıldı. Daha sonra “XIO Standalone” ile MU doğrulaması yapıldı. Masa eklendikten sonra TPS’te hesaplanan dozlar ile ölçümünden elde edilen dozlar uyumlu bulundu. Ancak “XIO Standalone” yazılımının hesaplama ortamını su olarak kabul etmesi nedeniyle MU doğrulamasının ölçüme göre farkı tolerans dışında bulundu. Bu sorun için çözüm önerisi üretildi ve klinik kullanım için aksiyon seviyeleri belirlendi.

ANAHTAR KELİMELEER: Monitor Unit Doğrulaması, Tedavi Planlama Sistemi, Kalite Temini, Doz Ölçümü, Aksiyon Seviyesi

JÜRİ: Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL (Danışman)
Prof. Dr. Nuri ÜNAL
Yrd. Doç. Dr. Tahir ÇAKIR

ABSTRACT

INDEPENDENT MONITOR UNIT VERIFICATION FOR TREATMENT PLANNING SYSTEM USED IN RADIOTHERAPY

Yılmaz BİLEK

Msc Thesis in Physics

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

April 2015, 87 Pages

Independent MU verification is one of the methods for patient based quality control. This study was carried out at the Akdeniz University Faculty of Science Department of Physics and was aimed to perform acceptance and commissioning “XIO Standalone” independent MU verification software in CMS XIO TPS. For acceptance tests the square open fields, asymmetric open fields and wedged filter fields was created in the TPS. Than the calculated dose from “XIO Standalone” was compared with obtained dose from TPS and measured dose by IBA blue phantom² water phantom. The calculated dose from “XIO Standalone” was comparable with measured dose and calculated dose from TPS. Later, six-field conformal plans were generated for 6 and 15 MV photon beams for IBA I'mRT phantom. The dose was calculated for each beam in “XIO Standalone”. The dose of each beam was measured by FC65-P ion chamber and I'mRT phantom. The calculated dose from "XIO Standalone" didn't accordance with measured dose and calculated dose from TPS for beams that located under the treatment table. The iBeam Evo ready model table top was added in a created plan to eliminate this difference. The electron density value of table top compositions was entered into the system. Table top was included to outer contour for calculation in XIO. Recalculation was made with same MU in TPS. Then MU verification was made in “XIO Standalone” again. The measured doses and calculated doses from TPS were consistent after the table was added in the system. However, “XIO Standalone” according to measurement dose difference increased because Standalone hasn't inhomogeneity correction. The solution to this problem has been produced and the action levels were determined for clinical use.

KEYWORDS: Monitor Unit Verification, Treatment Planning System, Quality Assurance, Dose Measurement, Action Level

COMMITTEE: Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL (Supervisor)
Prof. Dr. Nuri ÜNAL
Asst. Prof. Dr. Tahir ÇAKIR

ÖNSÖZ

Hasta bazlı kalite kontrol yöntemleri içinde önemli bir yeri olan bağımsız MU doğrulaması ülkemizde yaygın olarak kullanılmamaktadır. Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Anabilim Dalında yapılan bu çalışma ile tedavi planlarının bağımsız MU doğrulamasının önemi vurgulanıp kullanılacak yazılımların kabul testlerinin yapılmasında ve klinik kullanımda aksiyon seviyelerinin oluşturulmasında izlenecek yol için tavsiyede bulunmak amaçlanmaktadır.

Bana bu dalda çalışma olanağı veren ve çalışmalarım sırasında bilgi, öneri ve deneyimleriyle her zaman yanımda olan danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e sonsuz saygı, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Değerli arkadaşım Nuri İlker ÇATAN ve Elekta Türkiye ailesine desteklerinden dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Dozimetrik çalışmalarımı yapmama olanak sağlayan Samsun Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi sorumlu hekimi Sayın Dr. Özden KARAOĞLANOĞLU başta olmak üzere SEAH medikal fizik uzmanı arkadaşlarıma ve tüm klinik çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca eğitimim boyunca benden desteklerini esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI	3
2.1. Radyasyon	3
2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması ve maddeyle etkileşimi	3
2.1.2. Radyasyon ölçüm birimleri	5
2.2. X-Işınları	6
2.2.1. X-ışınlarının üretimi	7
2.2.1.1. Bremstrahlung X-ışını	7
2.2.1.2. Karakteristik X-ışını	7
2.2.2. X-ışınlarının etkileşim türleri	8
2.2.3. X-ışınlarının tıpta kullanımı	9
2.2.3.1. X-ışını tüpü	10
2.2.3.2. Bilgisayarlı tomografi cihazı	10
2.2.3.3. Lineer hızlandırıcı cihazı	12
2.3. Radyasyon Ölçüm Sistemleri	14
2.3.1. İyon odaları ve elektrometreler	14
2.3.2. Fantomlar	15
2.4. Tedavi Planlama Sistemi Modellemesi için Gerekli Temel Ölçümler	16
2.4.1. Rölatif doz ölçümleri	16
2.4.1.1. Yüzde derin doz ölçümleri (%DD)	17
2.4.1.2. Doku hava oranı (Tissue Air Ratio, TAR)	18
2.4.1.3. Geri saçılma faktörü (Back Scatter Factor, BSF)	19
2.4.1.4. Doku maksimum oranı (Tissue Maximum Ratio, TMR)	19
2.4.1.5. Doku fantom oranı (Tissue Phantom Ratio, TPR)	19
2.4.1.6. Merkezi eksen den uzaklık oranı (Off-Axis Ratio, OAR) ve doz profili ölçümleri	20
2.4.2. Mutlak doz ölçümleri	21
2.4.2.1. Verim ölçümleri	21
2.5. Radyoterapide Tedavi Planlama Sistemleri	23
2.5.1. Tedavi planlama sistemlerinin gelişimi	24
2.5.2. Doz hesaplama algoritmaları	24
2.6. Monitor Unit Hesaplama Yöntemleri	34
2.6.1. SSD tekniği için Monitor Unit hesabı	34
2.6.2. SAD tekniği için Monitor Unit hesabı	34
2.7. Monitor Unit doğrulama yazılımları	35
3. MATERYAL VE METOT	36
3.1. Materyal	36
3.1.1. Elekta Synergy Platform Agility lineer hızlandırıcı	36
3.1.2. IBA CC13, FC65-P iyon odaları ve Dose1 Elektrometre	36
3.1.3. IBA Blue Phantom ² su fantomu ve I ² mRT fantomu	38

3.1.4. Philips Brilliance Big Bore Oncology bilgisayarlı tomografi.....	40
3.1.5. CMS Monaco konturlama sistemi.....	40
3.1.6. CMS XIO tedavi planlama sistemi.....	41
3.1.7. “XIO Standalone” Monitor Unit doğrulama yazılımı.....	42
3.2. Metot.....	42
3.2.1. “XIO Standalone” yazılımının kabul testleri.....	42
3.2.1.1. TPS’te alanların oluşturulması ve doz hesaplaması.....	43
3.2.1.2. MU doğrulaması.....	44
3.2.1.3. IBA Blue Phantom ² su fantomu ile ölçüm.....	45
3.2.2. IBA I’ ^m RT fantomunda yapılan MU doğrulaması.....	46
3.2.2.1. TPS’te I’ ^m RT fantomunda altı alanlı konformal plan.....	47
3.2.2.2. I’ ^m RT fantomunda yapılan plan için MU doğrulaması.....	48
3.2.2.3. I’ ^m RT fantomunda FC65-P iyon odası ile doz ölçümü.....	48
3.2.3. Konturlama sisteminde iBeam evo masa modelinin kullanımı.....	49
3.2.3.1. Monaco konturlama sisteminde masanın konturlanması.....	49
3.2.3.2. TPS’te yeniden doz hesabının yapılması.....	50
3.2.3.3. Masa eklenen plan için MU doğrulaması.....	51
4. BULGULAR.....	52
4.1. “XIO Standalone” için Kabul Testleri.....	52
4.1.1. TPS, “XIO Standalone” ve su fantomu ölçümleri.....	52
4.1.1.1. Kare açık alanlar.....	52
4.1.1.2. Asimetrik açık alanlar.....	56
4.1.1.3. Kama filtreli alanlar.....	59
4.2. I’ ^m RT Fantomunda Yapılan MU Doğrulama İşlemleri.....	62
4.2.1. Altı alanlı konformal plan.....	62
4.3. Masa modeli eklenen altı alanlı konformal plan.....	63
5. TARTIŞMA.....	65
5.1. “XIO Standalone” için Kabul Testleri.....	65
5.1.1. Kare Açık Alanlar.....	65
5.1.2. Asimetrik açık alanlar.....	67
5.1.3. Kama Filtreli Alanlar.....	69
5.2. I’ ^m RT Fantomunda Yapılan MU Doğrulaması.....	71
5.2.1. Altı alanlı konformal plan.....	71
5.2.2. Masa modeli eklenen konformal plan.....	72
6. SONUÇ.....	76
7. KAYNAKLAR.....	79
8. EKLER.....	83
Ek 1. TPS’te masa eklenmeden oluşturulan 6 alanlı konformal plan.....	83
Ek 2. TPS’te masa eklenmeden oluşturulan 6 MV foton enerjili planın demet bilgileri.....	83
Ek 3. TPS’te masa eklenmeden oluşturulan 15 MV foton enerjili planın demet bilgileri.....	84
Ek 4. “XIO Standalone”da masa eklenmeden oluşturulan 60° gantry açılı 6 MV foton enerjili demet bilgileri.....	84
Ek 5. “XIO Standalone”da masa eklenmeden oluşturulan 60° gantry açılı 15 MV foton enerjili demet bilgileri.....	85
Ek 6. TPS’te masa eklenerek oluşturulan 6 alanlı konformal plan.....	85

Ek 7. TPS’te masa eklenerek oluşturulan 6 MV foton enerjili planın demet bilgileri.....	86
Ek 8. TPS’te masa eklenerek oluşturulan 15 MV foton enerjili planın demet bilgileri.....	86
Ek 9. “XIO Standalone”da masa eklenerek oluşturulan 60° gantry açılı 6 MV foton enerjili demet bilgileri.....	87
Ek 10. “XIO Standalone”da masa eklenerek oluşturulan 60° gantry açılı 15 MV foton enerjili demet bilgileri.....	87
ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

μ	Lineer zayıflama sabiti
μ_{ab}	Enerji soğurma sabiti
μ_m	Kütle zayıflama sabiti
μ_{tr}	Enerji transfer sabiti
A	Kütle numarası
$a\mu$	Atomik zayıflama sabiti
Bq	Becquerel
C	Coulomb
cGY	SantiGray
Ci	Curie
D	Doz
E	Okunan ışınlama değeri
$e\mu$	Elektronik zayıflama sabiti
E_{ab}	Soğurulan ortalama enerji
E_{tr}	Yüklü parçacıklara transfer olan ortalama enerji
eV	Elektron Volt
f	Doku hava oranı birimi rad/Röntgendir (hava için: 0.87 rad/R)
Gy	Gray, SI biriminde soğurulan doz
H	Eşdeğer doz birimi
J	Joule
kg	Kilogram
kV	Kilovolt
LET	Lineer enerji transferi
mA	Miliamper
mAs	Miliampersaniye
N	Kesit sayısı
N	Radyoaktif atom sayısı
nm	Nanometre
R	Röntgen, ışınlama birimi
Rad	Absorbe edilen dozun birimi
Rem	Eşdeğer doz
s	Saniye
Sv	Sievert
T	Bir kesitin kalınlığı
w_R	Radyasyon ağırlık faktörü
X	İşinlama
Z	Atom numarası
A	Aktivite
ρ	Maddenin yoğunluğu
ΔE_{ab}	Soğurulan enerji
Δm	Maddenin kütlesi
Δm_{air}	Havanın kütlesi
ΔQ	Aynı işaretli yüklerin toplamı

λ Bozunma sabiti

Kısaltmalar

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ACR	American College of Radiology
BT	Bilgisayarlı Tomografi
dSAR	Diferansiyel saçılım-hava oranı
DVH	Doz Volüm Histogramı
ESTRO	European Society for Therapeutic Radiology and Oncology
FFT	Fast Fourier Transforms
HU	Hounsfield Unit değeri
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICF	Heterojenite düzeltme faktörü.
ICRP	Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi
ICRU	International Commission On Radiation Units and Measurement
IGRT	Image Guided Radiotherapy
IPEM	The Institute of Physics and Engineering in Medicine
MU	Monitor Unit
NCS	Netherlands Commission Radiation Dosimetry
SAD	Kaynak – aks mesafesi
SSD	Kaynak – ışınlanan yüzey mesafesi
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
WHO	World Health Organization
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum.....	3
Şekil 2.2. Radyasyonun sınıflandırılması (Podgorsak 2005)	4
Şekil 2.3 a) Fotoelektrik etkileşim, b) Compton etkileşimi, c) çift oluşum	9
Şekil 2.4. X-ışını tüpü.....	10
Şekil 2.5. Katsayıların HU değerlerine çevrilmesi ve kesit görüntüsüne dönüşümü (Bor 2009).....	11
Şekil 2.6. Bilgisayarlı tomografi jenerasyonları. a. Birinci jenerasyon. b. İkinci jenerasyon. c. Üçüncü jenerasyon. d. Dördüncü jenerasyon (Kalender 2006).....	12
Şekil 2.7. Lineer hızlandırıcı şeması (Çakır ve Bilge 2012)	13
Şekil 2.8. Lineer hızlandırıcının kafa yapısı a: X-ışını modu b: Elektron modu.....	14
Şekil 2.9. Thimble tip iyon odası (Khan 2010)	15
Şekil 2.10. Elektrometrenin şematik gösterimi (Podgorsak 2005).....	15
Şekil 2.11. Yüzde derin doz ölçüm parametreleri (Khan 2010)	17
Şekil 2.12. Farklı enerjideki foton demetleri için merkezi eksen yüzde derin doz dağılımları. 10x10 cm ² alan, SSD=100 cm (yalnızca 3,0 mm Cu HVL için SSD=50 cm) (Khan 2010)	18
Şekil 2.13. TAR ölçüm düzeneği (Khan 2010)	18
Şekil 2.14. TPR ve TMR ölçüm düzenekleri (Khan 2010)	19
Şekil 2.15. Doz profili.....	20
Şekil 2.16. Radyasyon demetinin merkezi eksenine dik düzlemde verilen izodoz dağılımı (kesikli çizgiler geometrik alanı göstermektedir) (Khan 2010).....	21
Şekil 2.17. Sc ve Scp ölçüm düzeneği. A: Alan boyutuna karşı Sc'yi belirlemek için havada build up başlıklı iyon odası ile referans alana bağlı verim ölçümü, B: Sabit referans derinliğinde alan boyutuna bağlı Sc,p'yi belirlemek için fantomda ölçüm.....	23
Şekil 2.18. Radyoterapi ışınının hasta üzerinde gösterimi. Gölge dilim doz hesaplama düzlemini temsil etmektedir. Bu düzlem içinde herhangi bir nokta kaynaktan direk olarak gelen birincil radyasyonu (P) ve herhangi	

bir dilimden gelen saçılmış radyasyonu (S) alabilir (Van Dyk 1999).....	27
Şekil 2.19. Çeşitli saçılmış kernellerin doz katkısının toplamı a. Kernel ışını. b. Kernel düzlemi. c. Pencil beam kernel. d. Kernel nokta (Van Dyk 1999).....	28
Şekil 2.20. Farklı boyutta saçılan kerneller (Van Dyk 1999).....	28
Şekil 2.21. 6 MeV enerjili foton nokta kerneli, yoğunluk ölçekleme yöntemi kullanılarak doku yoğunluk değişimi için düzeltilmiştir (Van Dyk 1999).....	30
Şekil 2.22. Evrensel süperpozisyon ilkesi. a. Foton demeti. b. elektron demeti. c. brakiterapi kaynağı (Van Dyk 1999).....	30
Şekil 2.23. Doz hesaplama algoritmaları için iki yaklaşım (Van Dyk 1999).....	31
Şekil 2.24. Bir su fantomu ve içine mantar parçası yerleştirilmiş kesitsel fantomda 5 MeV enerjili foton (5 x 5 cm ² alanlı) demeti için AKI ve DOZ dağılımları. a. Su fantomunda akı dağılımı. b. Su-mantar-su fantomunda akı dağılımı. c. Su fantomunda doz dağılımı. d. Su-mantar-su fantomunda doz dağılımı.....	33
Şekil 3.1. Elekta Synergy Platform model Agility kafa lineer hızlandırıcı cihazı.....	36
Şekil 3.2. CC13 kompakt iyon odası.....	37
Şekil 3.3. FC65-P iyon odası.....	37
Şekil 3.4. Dose 1 elektrometre.....	38
Şekil 3.5. IBA Blue Phantom2 su fantomu.....	38
Şekil 3.6. IBA su fantomunun OmniPro-Accept yazılımının kullanıcı arayüzü.....	39
Şekil 3.7. I'mRT katı su fantomu.....	39
Şekil 3.8. Philips Brilliance Big Bore Oncology bilgisayarlı tomografi cihazı.....	40
Şekil 3.9. CMS Monaco konturlama sistemi kullanıcı arayüzü.....	41
Şekil 3.10. CMS XIO tedavi planlama sistemi ve yazılımının kullanıcı arayüzü.....	41
Şekil 3.11. TPS'te oluşturulan su fantomu modeli.....	43
Şekil 3.12. "XIO Standalone" MU doğrulama yazılımının kullanıcı arayüzü.....	45
Şekil 3.13. IBA blue phantom ² ile kurulan ölçüm düzeneği.....	46

Şekil 3.14. I'mRT fantomunun iyon odası ile birlikte BT çekimi.....	47
Şekil 3.15. Konturlanan FC65-P'nin aktif hacminin TPS'te 3 boyutlu gösterimi.....	47
Şekil 3.16. FC65-P iyon odası için doz volüm histogramı.....	48
Şekil 3.17. I'mRT fantomu ve FC-65P iyon odası ile kurulan ölçüm düzeneği.....	49
Şekil 3.18. Monaco Sisteminde kullanılan masa modeli.....	50
Şekil 3.19. I'mRT fantomunda masanın dahil edildiği plan.....	50
Şekil 5.1. Masa modeli eklenen 6 MV foton enerjili plan için gantry açılarına göre "XIO Standalone" ve TPS ile hesaplanan dozların ölçümden elde edilen dozlara göre % 3 fark sınırı ile birlikte gösterimi.....	74
Şekil 5.2. Masa modeli eklenen 15 MV foton enerjili plan için gantry açılarına göre "XIO Standalone" ve TPS ile hesaplanan dozların ölçümden elde edilen dozlara göre % 3 fark sınırı ile birlikte gösterimi.....	74

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Radyasyon nicelikleri, birimleri, eski ve SI birimleri arasındaki dönüşümler (Podgorsak 2005).	5
Çizelge 2.2. Tedavi planlama sistemlerinin klinik uygulama ile ilgili adımları (Van Dyk 1999)	25
Çizelge 3.1. CC13 kompakt iyon odası teknik özellikleri.....	37
Çizelge 3.2. FC65-P iyon odası teknik özellikleri.....	37
Çizelge 4.1. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 1,6 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm ² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.....	52
Çizelge 4.2. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 5 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm ² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.....	53
Çizelge 4.3. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm ² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.....	53
Çizelge 4.4. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 15 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm ² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.....	54
Çizelge 4.5. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 2,8 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm ² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.....	54
Çizelge 4.6. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 5 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm ² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.....	55

Çizelge 4.7. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm ² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.....	55
Çizelge 4.8. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 20 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm ² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.....	56
Çizelge 4.9. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 1,6 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm ² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.	56
Çizelge 4.10. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 5 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm ² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.	57
Çizelge 4.11. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm ² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	57
Çizelge 4.12. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 15 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm ² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	57
Çizelge 4.13. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 2,8 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm ² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.	58
Çizelge 4.14. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm ² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.	58
Çizelge 4.15. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 20 cm derinlikte 2 x 20,	

4 x 20 ve 10 x 40 cm ² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak'ta ölçülen doz (cGy) ve "XIO Standalone" yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	58
Çizelge 4.16. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm'de 1,6 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm ² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak'ta ölçülen doz (cGy) ve "XIO Standalone" MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	59
Çizelge 4.17. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm'de 5 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm ² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak'ta ölçülen doz (cGy) ve "XIO Standalone" MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	59
Çizelge 4.18. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm'de 10 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm ² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak'ta ölçülen doz (cGy) ve "XIO Standalone" MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	60
Çizelge 4.19. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm'de 15 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm ² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak'ta ölçülen doz (cGy) ve "XIO Standalone" MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	60
Çizelge 4.20. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm'de 2,8 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm ² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak'ta ölçülen doz (cGy) ve "XIO Standalone" MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	61
Çizelge 4.21. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm'de 5 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm ² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak'ta ölçülen doz (cGy) ve "XIO Standalone" MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	61
Çizelge 4.22. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm'de 10 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm ² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak'ta ölçülen doz (cGy) ve "XIO Standalone" MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	62
Çizelge 4.23. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm'de 15 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm ² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak'ta ölçülen doz (cGy) ve "XIO Standalone" MU doğrulama	

yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.....	62
Çizelge 4.24. 6 MV foton enerjisi için gantry açılarına göre TPS ve “XIO Standalone” ile hesaplanan ve Linak’ta yapılan ölçümden elde edilen dozlar.....	63
Çizelge 4.25. 15 MV foton enerjisi için gantry açılarına göre TPS ve “XIO Standalone” ile hesaplanan ve Linak’ta yapılan ölçümden elde edilen dozlar.....	63
Çizelge 4.26. 6 MV foton enerjisi için iBeam evo masa eklenmiş planlarda gantry açılarına göre TPS ve “XIO Standalone” ile hesaplanan ve Linak’ta yapılan ölçümlerden elde edilen dozlar.....	63
Çizelge 4.27. 15 MV foton enerjisi için iBeam evo masa eklenmiş planlarda gantry açılarına göre TPS ve “XIO Standalone” ile hesaplanan ve Linak’ta yapılan ölçümlerden elde edilen dozlar.....	64
Çizelge 5.1. 6 MV foton enerjisi için kare açık alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.....	66
Çizelge 5.2. 15 MV foton enerjisi için kare açık alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.....	67
Çizelge 5.3. 6 MV foton enerjisi için asimetrik açık alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.....	68
Çizelge 5.4. 15 MV foton enerjisi için asimetrik açık alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.....	69
Çizelge 5.5. 6 MV foton enerjisi için kama filtreli alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.....	70
Çizelge 5.6. 15 MV foton enerjisi için kama filtreli alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.....	70

Çizelge 5.7.	6 MV foton enerjisi için gantry açılarına göre “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun TPS’ten ve ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları ile birlikte TPS’ten elde edilen dozun ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları.....	72
Çizelge 5.8.	15 MV foton enerjisi için gantry açılarına göre “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun TPS’ten ve ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları ile birlikte TPS’ten elde edilen dozun ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları.....	72
Çizelge 5.9.	Masa modeli eklenen 6 MV foton enerjili plan için gantry açılarına göre “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun TPS’ten ve ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları ile birlikte TPS’ten elde edilen dozun ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları.....	73
Çizelge 5.10.	Masa modeli eklenen 15 MV foton enerjili plan için gantry açılarına göre “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun TPS’ten ve ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları ile birlikte TPS’ten elde edilen dozun ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları.....	73

1. GİRİŞ

İyonize edici radyasyon kanser tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. Kanser hastalarının % 52'si tedavileri sırasında en az bir kez radyasyon tedavisi (radyoterapi) görmektedir (Delaney 2005).

Radyoterapi farklı teknoloji ve grupları içeren karmaşık bir işlemdir. Tedavilerin, normal dokular için minimum riskle, tümörlü dokular için ise yüksek tümör kontrol olasılığı ile sonuçlanması amaçlanmaktadır. Eksternal radyoterapi sürecinin her adımında yüksek doğruluk gerektiğinden dolayı, hata oranının % 3 olması gerekmektedir (Nordström 2012).

Dünya Sağlık Örgütü (World Health Organization 2008); 1976'dan 2007 yılına kadar olan mevcut literatür incelemesine dayanarak 3125 hastada istenmeyen olaylara yol açan radyoterapi olayının bildirildiğini gösterdi. Etkilenen hastaların yaklaşık % 1'i (N = 38) radyasyon doz aşımının yan etkileri nedeniyle ölmüştür. Sadece iki raporda düşük dozdan ölüm tahmin edilmektedir. Ayrıca Uluslararası Atom Enerji Ajansı tarafından, İngiltere ve Panamada tedavi planlama sisteminin (TPS) hatalı kullanılması nedeniyle kazaların meydana geldiği rapor edildi (International Atomic Energy Agency 2000, 2001).

Radyoterapi işlemleri sırasında tümöre uygulanan dozdaki belirsizlikler sırasıyla; hasta anatomisinin tanımlanması, tümörün tanımlanması, tedavi planlaması, tedavi sırasında, kullanılan makineye ait doz kalibrasyonu, hasta bilgilerinin transferi, daha önce verilmiş tedavinin kaydı aşamalarında olabilir. Bunlara bağlı ortaya çıkan hataların önüne geçmek için çeşitli ulusal ve uluslararası organizasyonlar (International Atom Energy Agency; IAEA, American Association of Physicists in Medicine; AAPM, American College of Radiology; ACR, International Commission On Radiation Units and Measurement; ICRU, European Society for Therapeutic Radiology and Oncology; ESTRO, The Institute of Physics and Engineering in Medicine; IPEM, World Human Organization; WHO) tarafından çalışmalar ve raporlar yayınlanmaktadır.

Kalite güvenilirliği ürünün kalite için verilen gerekliliklerinin uygun yeterlilikte olduğunu onaylamak için yapılan, kalite kontrol ile desteklenen süreci de kapsayan bir işlemdir (Karaçam 2010). Bunlarda toplam kalite yönetiminin kapsamında yer almaktadır (Van Dyk 1999).

AAPM'in 1994 tarihinde 46. raporunda kapsamlı kalite güvenilirliği programı yayınlanmıştır. Bu raporda eksternal radyoterapi cihazlarının, bilgisayarlı tedavi planlama sisteminin ve brakiterapi gibi özel klinik uygulamaları için de kalite kontrol testlerinin yapılmasını önermektedir (AAPM 1994). Daha sonra AAPM, ICRU, ESTRO ve Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (NCS) tarafından radyoterapide kullanılan bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerinin kalite kontrol testleri için daha ayrıntılı öneriler yayınlanmıştır. Bu raporlarda tedavi planlama sistemleri için kabul testleri, dozimetrik olmayan testler, doz ve "Monitor Unit" (MU) hesaplamaları, periyodik kalite güvence testleri, sistem yönetimi ve güvenlik testleri hakkında bilgiler verilmektedir (AAPM 1998, ESTRO 2004, IAEA 2004, NCS 2005).

Lineer hızlandırıcı cihazında “MU” izleme iyon odalarında toplanan yük miktarını temsil eden birim, Monitor Unit (MU) olarak ifade edilir ve bir MU bir cGy’lik dozun karşılığıdır (Hansen ve Roach 2010). Genellikle kaynak kalibrasyon noktası mesafesinde, 10 cm × 10 cm olan referans alan boyutu için referans derinliğinde doz ölçümü alınır ve MU başına 1 cGy’lik doz uygulaması için maksimum doz derinliğinde kalibrasyon yapılır (Khan 2010). Tedavi için tanımlanan doz; alan boyutu, tedavi mesafesi, tedavi derinliği ve belirli bir foton enerjisi için tedavide kullanılan cihaza ait verim faktörü kullanılarak hesaplanan MU’ya dönüştürülür (Natanasabapathi 2012). Doz için MU değeri TPS’ten doğrudan elde edilir (Levitt vd 2012).

1980’li yıllardan önce tedavi süresi veya MU hesaplamaları tablolar kullanılarak yapıyordu. Hesaplamaların ikinci bir kişi tarafından tekrarlanması standart bir uygulamaydı. 1980’li yıllarda bilgisayarlı planlama sistemleri basit algoritmaları kullanarak MU’yu hesaplamaya başladı ve elle yapılan hesaplama ile bilgisayarla oluşturulan MU arasında uyum sağlandı. 1990’larda daha gelişmiş ışın modelleri ortaya çıktı ve inhomojenlik düzeltmesi ile Bilgisayarlı Tomografi (BT) tabanlı planlama daha yaygın hale geldi. Elle doğrulama hesaplaması zorlaştı ve bağımsız hesaplama onaylama programları tanıtıldı. 2000’li yıllarda Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve gelişmiş algoritmalar (dose kernel convolution) ortaya çıktı. Elle MU doğrulaması, neredeyse evrensel olarak daha zor ve bilgisayar tabanlı oldu. Günümüzde MU doğrulaması tüm gerekliliklere rağmen yeteri kadar önemsenmemekte ve yaygın olarak kullanılmamaktadır (Heaton 2012). Ancak NCS tarafından 2005 yılında TPS ile hesaplanan MU verilerini doğrulamak için ikinci bir bağımsız MU hesaplama yöntemi kullanılması önerilmiştir. Klinik QA protokolü TPS’te oluşturulan planın her bir alanı ya da alt alanı için bu gibi bağımsız bir hesaplama içermelidir. Bu hesaplamanın, elle (tabloları ve cihaz verilerinden elde edilen grafikleri kullanarak) ya da özel bir bilgisayar programı kullanılarak yapılabileceği önerilmiştir.

AAPM 2011 yılında MU doğrulamasının TPS ile hesaplanan MU’yu onaylamak amacıyla yapıldığını ve radyasyon uygulaması için kullanılan bir ölçü veya hesaplama anlamına gelmediğini ifade etti. Levitt ve arkadaşları 2012 yılında yaptığı çalışmada herhangi bir MU doğrulama sisteminin klinik kullanımından önce test edilmesini ve herhangi bir değişiklik veya yazılım güncellemesinin olup olmadığının takip edilmesini tavsiye etmektedir.

Kalite temini için radyasyon tedavi planlarının MU doğrulamasında 2011 yılında 114 nolu ve 2014 yılında 258 nolu AAPM tarafından yayınlanan güncel ve geniş kapsamlı raporlar temel alınmaktadır.

Bu çalışmada lineer hızlandırıcı cihazında yapılan radyasyon ölçümlerinden elde edilen sonuçlar kullanılarak “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımının kabul testlerinden sonra tedavi planları için TPS ile hesaplanan MU değerlerinin çalışmada kullanılacak yazılım ile bağımsız olarak doğrulanması sağlanacaktır.

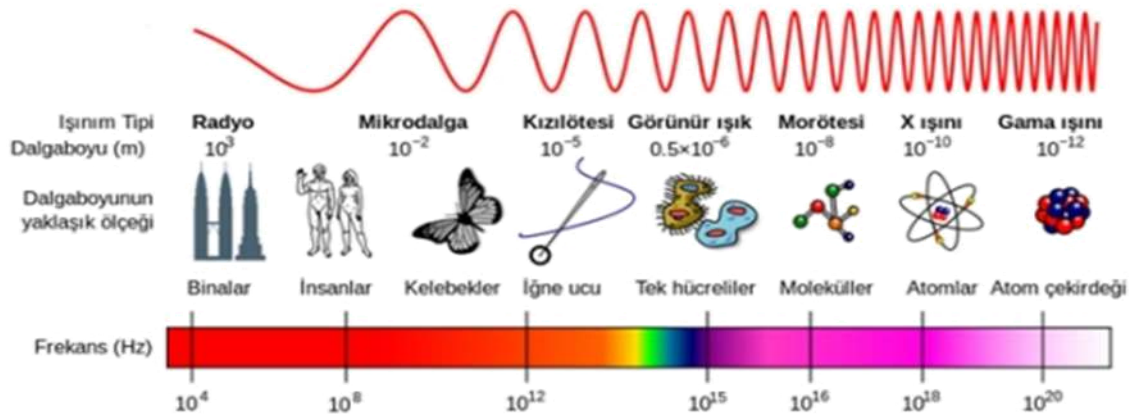
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI

2.1. Radyasyon

Radyasyon yaklaşık 1900'lere kadar elektromanyetik dalga olarak tanımlanmış ve bu tanımla radyasyon terimi kullanılmıştır. Yüzyılın başlarında elektronlar, X-ışınları ve doğal radyoaktivite keşfedildi ve bunlar radyasyon terimi kapsamında toplandı. Dalga olarak tanımlanan elektromanyetik radyasyonun tersine, yeni tanımlanan radyasyon parçacık özelliği de göstermektedir. 1920'lerde De Broglie madde-dalga ikililiği teorisini geliştirdi (Tsoulfanidis 1995). Bu teori Davisson ve Germer'in yaptığı ve bunlardan bağımsız olarak aynı zamanda G.P.Thomson tarafından yapılan deneylerle kanıtlanmıştır (Karaoğlu 2008).

Radyasyon terimi boşlukta veya bir madde ortamında enerji emisyonu ve yayılımı olarak tanımlanabilir (Khan 2010).

Hertz, düşük frekanslı radyo dalgalarının elektromanyetik enerji spektrumunun sol ucunda, Roentgen'in X-ışınlarının spektrumunun sağ ucunda olduğunu göstermiştir. Şekil 2.1'de elektromanyetik spektrum verilmektedir (Tanır vd 2013).



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum.

2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması ve maddeyle etkileşimi

Hangi tip olursa olsun, radyasyon yayıldığı ortama enerji aktararak çeşitli etkileşimlere yol açar. Hedefteki enerji birikimi radyasyon dozu olarak tanımlanır ve eğer hedef canlı doku ise, sonuç biyolojik değişimlerdir. Bu etkileşimleri anlamak, doğal olarak radyasyon ışınlatma (poz) ve radyasyon dozu ile bunların tanımlanmasında kullanılan birimlerin belirlenmesine öncülük eder.

Farklı tip radyasyonların soğurucu ortamla etkileşme mekanizmaları; depolanan enerji miktarı, ortamın ayırt edici özelliklerinin radyasyon poz ve dozunu nasıl etkileyip

değiştirdiği, radyasyon detektör tasarımı gibi işlemler için esas teşkil eder (Tanır vd 2013).

Radyasyon, madde ile etkileşimine göre iki gruba ayrılır.

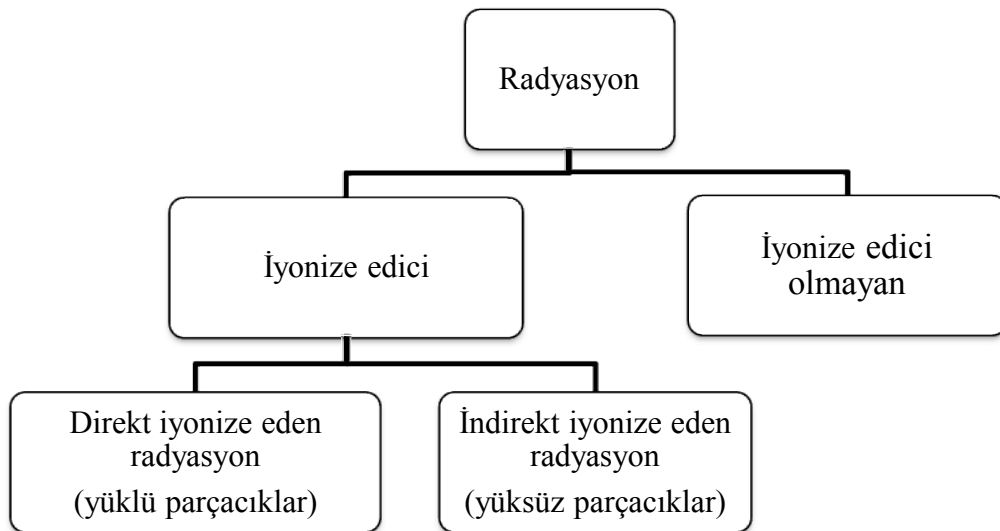
Bir elektromanyetik dalga veya parçacık enerjisinin büyüklüğüne ve maddenin atomik yapısına göre maddeyi iyonlaştırır ya da iyonlaştırmaz. Atomların iyonlaşması için olası minimum enerji alkali elementler için birkaç elektrovolt (eV) iken helyum (asal gaz) için 24,5 eV civarındadır. Maddeyle etkileşimine göre radyasyon Şekil 2.2'deki gibi iki sınıfa ayrılabilir.

- İyonlaştırıcı olmayan radyasyon; maddeyi iyonize edemez.
- İyonlaştırıcı radyasyon; maddeyi direkt ya da dolaylı olarak iyonize eder.
 - Direkt iyonize eden radyasyon; bu gruba yüklü parçacıklar girer. Örneğin: elektronlar, protonlar, yüklü ağır parçacıklar ve iyonlar.
 - Dolaylı olarak iyonize eden radyasyon yüksüz parçacıklardır. Örneğin: fotonlar (X ve γ ışınları), nötronlar vs.

Direkt iyonlaşma yapan radyasyon, direkt Coulomb etkileşimleri nedeniyle ortama enerji bırakır. Bu etkileşim yüklü parçacıklar ile ortamdaki atomun orbital elektronları arasında gerçekleşir.

Dolaylı olarak iyonlaşma yapan radyasyon enerjisini ortama iki aşamada bırakır:

- Birinci aşamada yüklü bir parçacık ortama bırakılır (fotonlar elektronları veya pozitronları serbest bırakırlar, nötronlar ise protonları veya daha ağır iyonları serbest bırakırlar).
- İkinci aşamada serbest kalmış yüklü parçacıklar ortamdaki atomların yörünge elektronları ile direkt olarak Coulomb etkileşimi yoluyla enerjilerini ortama bırakırlar (Podgorsak 2005).



Şekil 2.2. Radyasyonun sınıflandırılması (Podgorsak 2005).

2.1.2. Radyasyon ölçüm birimleri

Radyasyon nicelikleri, birimleri ve eski ile SI birimleri arasındaki dönüşüm bağıntıları çizelge 2.1’de verilmektedir (Podgorsak 2005).

Çizelge 2.1 Radyasyon nicelikleri, birimleri, eski ve SI birimleri arasındaki dönüşümler (Podgorsak 2005).

Nicelik	Tanım	SI Birimi	Eski Birim	Dönüşüm
Işınlama (X)	$X = -\frac{\Delta Q}{\Delta m_{air}}$	$2.58 \times \frac{10^{-4}C}{kg\ air}$	$R = \frac{1\ esu}{cm^3\ air_{STP}}$	$R = 2.58 \times \frac{10^{-4}C}{kg\ air}$
Doz (D)	$D = -\frac{\Delta E_{ab}}{\Delta m}$	$1\ Gy = 1\ \frac{J}{kg}$	$1\ rad = 100\ \frac{erg}{g}$	$1\ Gy = 100\ rad$
Eşdeğer doz (H)	$H = D W_R$	$1\ Sv$	$1\ rem$	$1\ Sv = 100\ rem$
Aktivite (A)	$\mathcal{A} = \lambda N$	$1\ Bq = 1\ s^{-1}$	$1\ Ci = 3.7 \times 10^{10}\ s^{-1}$	$1\ Bq = \frac{1\ Ci}{3.7 \times 10^{10}}$

Işınlama birimi (X)

Işınlama (poz) terimi, elektrik yükünün biriktirilmesiyle doğrudan ölçülebildiğinden X- veya gama ışınlarının hava içerisinde oluşturdukları iyonizasyon miktarını tanımlamada kullanılır. Roentgen (R) radyasyon ışınlama birimidir; sadece hava için tanımlıdır ve X-ışınları ile 3 MeV civarındaki gama ışınlarına uygulanır.

SI birim sisteminde ışınlama birimi Coulomb/kilogram (C/kg)’dır. Bu birim 0 °C sıcaklıkta ve 760 mm-Hg basınçta, havanın bir kilogramında bir Coulomb’luk elektrik yükü değerinde, pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X veya gama ışınım miktarıdır. Özel birim olarak Roentgen’e ithafen R olarak ta kullanılır (Tanır vd 2013).

$$1\ \frac{C}{kg} = 3,876 \times 10^3 R \quad (2.1)$$

Soğurulma doz birimi (D)

Soğurulan doz birimi, kütle başına depolanan enerji miktarı olarak tanımlanır.

SI birim sisteminde Gray (Gy) kullanılır. Radyasyon alan maddenin bir kilogramına, bir Joule enerji veren ışıma miktarına Gray denir. Özel birim olarak Rad kullanılır. Radyasyon alan maddenin bir kilogramına, 10^{-2} Joule'lük enerji veren ışıma miktarına Rad denir (Tanır vd 2013).

$$1Gy = 1J/kg = 100 rad \quad (2.2)$$

Eşdeğer Doz Birimi (H)

Soğurulan enerji aynı olsa da farklı tip radyasyonlar farklı miktarlarda biyolojik hasara neden olduklarından doz eşdeğeri tanımına gereksinim duyulur. Bir organizmada radyasyonun biyolojik etkisi depolanan enerjiyle doğru orantılı olsaydı, soğurulan radyasyon dozu biyolojik hasarın uygun bir ölçüsü olurdu. Ancak durum böyle değildir. Biyolojik etkiler sadece soğurulan toplam enerjiye değil, radyasyonun yolu boyunca dağılımına bağlıdır. Radyasyon hasarı radyasyonun lineer enerji transferi (LET) ile artar, soğurulan doz aynı olsa bile, yüksek-LET'li radyasyonun yaptığı (örneğin, alfa parçacıkları, nötronlar vb) biyolojik hasar, düşük LET'li radyasyonunkinden (beta parçacıkları, gama ışınları, X-ışınları vb) çok daha büyüktür.

H ile gösterilen doz eşdeğeri Rad cinsinden soğurulan doz ile radyasyon tipine bağlı hasarı tanımlayan bir kalite faktörünün çarpımı ile elde edilir. SI birim sisteminde Sievert (Sv), özel birim olarak Rem kullanılır.

$$Eşdeğer Değer Doz Birimi (rem) = Soğurulan Doz Birimi (rad) \times Kalite Faktörü \quad (2.3)$$

Kalite faktörü radyasyon tipi ile değişir: α ışınları için $1 rad = 20 rem$; proton ve nötronlar için $1 rad = 10 rem$; beta, X ve gama ışınları için $1 rad = 1 rem$ 'dir (Tanır vd 2013).

$$1Sv = 1J/kg = 10^2 rem \quad (2.4)$$

Aktivite (A)

SI birim sisteminde radyoaktifliğin birimi Becquerel (Bq)'dir. Becquerel, saniyede bir bozunma gösteren radyoaktif maddenin aktivitesidir. Ayrıca özel birim olarak Curie de kullanılır. Curie, saniyede $3,7 \times 10^{10}$ bozunma gösteren radyoaktif maddenin aktivitesidir ve yaklaşık 1 gram radyum 226'nın aktivitesine eşit olduğu için seçilmiştir (Karaoğlu 2008).

$$1Bq = 1 bozunma/s = 2,703 \times 10^{-11} Ci \quad (2.5)$$

2.2. X – ışınları

X-ışınları dalgalı boyları 0,1-0,001 nm aralığında yani görünür ışıktan 1000 kat kısa dalga boylu, elektromanyetik dalgalar. Dalgalı boyu kısa olduğundan foton enerjileri görünür ışığa göre daha büyük (binlerce elektron volt mertebesinde) olur. İlk kez 1895'te Roentgen, yüksek enerjili elektronları metal bir hedefle çarpıştırarak elde

ettiği bu ışınların doğasını anlayamadığı için bunlara “X-ışınları” adını vermiştir (Karaoğlu 2008).

2.2.1. X-ışınlarının üretimi

Roentgen X-ışınlarını keşfettikten sonra çeşitli deneyler yaparak birçok özelliğini tarif etmeyi başarmıştır; ancak, atom, parçacık ve kuantum kavramları anlaşılincaya kadar X-ışınlarının nasıl üretildiklerini açıklamak mümkün olmamıştır (Tanır vd 2013).

2.2.1.1. Bremsstrahlung X-ışını

Artık eV mertebesindeki kinetik enerjili bir elektronun hedef atomun pozitif yüklü çekirdeğinin kuvvet alanına girdiğinde, X-ışını üretiminin nasıl meydana geldiği bilinmektedir. Bu kuvvetin etkisiyle elektronlar katot ve anot arasında hızlanır. Hızlı elektronlar, hedef materyalin atom çekirdeğinin yakınından geçer ve Coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yönü değişir ve ivmelenir. Bu süreçte elektronun enerjisi düşer ve hızı azalır. Elektronun enerjisindeki bu azalış elektromanyetik radyasyon şeklinde yayılır ve Almancada frenlenme anlamına gelen Bremsstrahlung X-ışını olarak adlandırılır. Enerji azalması oranı, anot malzemesinin atom numarasının karesiyle (Z^2) orantılıdır (Dowsett 2006, Tanır vd 2013). Bir elektron, hedef çekirdeği geçerken enerjisini herhangi bir yolu takip ederek kaybedebileceği için X-ışını üretimi olasılık içeren bir süreçtir. Bu yüzden Bremsstrahlung fotonları gelen elektronun enerjisine ulaşmıyca kadar bütün enerjilerde ve bütün doğrultularda yayınlanırlar maksimum enerjinin değeri hedef materyale bağlı değildir, fakat maksimum voltajla doğru orantılıdır. Hızlandırılmış elektronların kinetik enerjilerinin yaklaşık %98'i ısı olarak kaybolur, çünkü çarpışan elektronların çoğu, enerjilerini hedef atomlarını iyonlaştırmak için harcar (Tanır vd 2013).

2.2.1.2. Karakteristik X-ışınları

Karakteristik X-ışınlarının elde edilmesindeki ilk adım, bombardıman eden elektronun hedef atomun iç kabuklarındaki bir elektronu yerinden ayırabilecek kadar yüksek enerjiyle çarptırılmasıdır. Elektronun ayrıldığı kabukta oluşan boşluk daha yüksek enerji düzeyindeki bir elektronun (ya da serbest elektron) bu düşük enerji düzeyine inmesiyle doldurulabilir. Bu geçişe iki düzey arasındaki enerji farkına eşit enerjili bir foton salınması eşlik eder. Her elementte bulunan elektronlar, belirli enerji durumuna sahip olduklarından o elementin karakteristiğidir bu nedenle salınan fotona karakteristik X-ışını denir. Böyle geçişlerin enerjisi 1000 eV'dan daha büyüktür ve salınan X-ışını fotonlarının dalga boyları elektromanyetik spektrumun 0,001 nm ile 0,1 nm aralığına düşer (Serway 2005, Tanır vd 2013).

K kabuğunda bir elektron boşluğu meydana gelmişse, bu boşluğun doldurulması sırasında yayınlanan karakteristik X-ışınları, K-kabuğu X-ışınları ya da daha basitçe K X-ışınları olarak isimlendirilirler. Boşluğu dolduran elektronlar L, M, N gibi kabuklardan gelebilmelerine rağmen karakteristik X-ışınları, doldurulan kabuğun adı ile bilinirler. Ayrıca L kabuğundan kaynaklanan K X-ışını, K_{α} X-ışını olarak bilinir. Şayet geçiş, L_{III} alt kabuğundan meydana gelmiş ise $K_{\alpha I}$ X-ışını; L_{II} alt kabuğundan meydana

gelmiş ise $K_{\alpha 2}$ X-ışını olarak bilinir. L_1 alt kabuğundan geçişler kuantum mekaniği yasalarına göre izinli değildir. Benzer olarak M, N ve O kabukları ve alt kabuklarından kaynaklananlar ise bu alt kabuklara ait uygun sayısal tanımlamaları içerecek şekilde isimlendirilirler (Tanır vd 2013).

2.2.2. X-ışınlarının etkileşim türleri

X-ışını fotonlarının soğurulması iki parametreye bağlıdır. Bu parametreler; fotonların enerjisi ve soğurucu malzemenin kimyasal bileşenidir. X-ışını fotonları maddeyle etkileştiklerinde enerjilerini üç etkileşim ile ortama bırakırlar. Fotoelektrik etki, Compton etkisi ve çift oluşum olan bu etkileşimlerin hepsi enerjik bir elektronun oluşması ile sonuçlanır.

Fotoelektrik etkileşimde X-ışını fotonu, soğurucu maddenin atomundaki K, L ya da M kabuklarına bağlı olan bir elektronla etkileşir. Foton tüm enerjisini elektrona verir. Aktarılan enerjinin bir kısmı elektronun bağlanma enerjisini aşar ve elektronu yörüngesinden fırlatır (Şekil 2.3.a). Enerjinin diğer kısmı ise elektronun kinetik enerjisine katkı sağlar. Fırlatılan elektronun kinetik enerjisi aşağıdaki bağıntı ile verilir;

$$KE = h\nu - EB \quad (2.6)$$

Burada $h\nu$ gelen fotonun enerjisi, EB ise elektronun yörüngeye bağlanmaya enerjisidir.

Elektronun ayrılmasıyla yörüngede oluşan boşluk başka bir elektronla doldurulur. Bu elektron aynı atomun dış kabuklarından gelebilir ya da atom dışından elektron iletimi olabilir. Negatif yüklü elektronların gevşek bağlı bir kabuktan sıkı bağlı kabuğa hareketinin sonucunda potansiyel enerji azalır. Bu azalma 0.5 kV düşük enerjili karakteristik elektromanyetik fotonların emisyonu ile dengelidir.

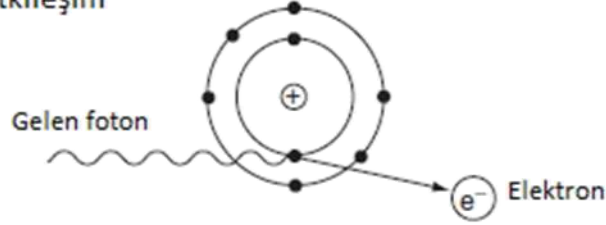
Compton etkileşimi bir atomun dış yörünge elektronları ile fotonların çarpışmasını içeren bir süreçtir. Bu süreçte foton enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır ve yolundan saçılır (Şekil 2.3.b). Fotonun etkileşime girdiği elektron genellikle “serbest” elektron olarak isimlendirilir, elektronun bağlanma enerjisi fotonun enerjisi ile kıyaslandığında ihmal edilebilecek kadar küçüktür. Elektron (ve foton) enerjisi tükenene kadar iyonlaşma ve uyarılmaya sebep olan başka etkileşimler yapabilir.

Compton ve fotoelektrik etkileşim süreci diagnostik radyoloji ve radyoterapide ki uygulamalar açısından farklılık gösterirler. Compton etkileşiminde kütle enerji soğurma katsayısı soğurucu materyalin atom numarasından (Z) bağımsız iken fotoelektrik etkileşimde bu katsayı Z ile değişir.

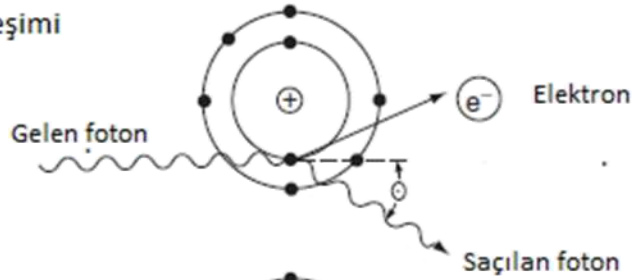
Çift oluşum yüksek enerjili (>1.02 MeV, genellikle >5 MeV) fotonların etkileşimlerinde meydana gelir. γ -ışını fotonları 1.02 MeV’ dan yüksek enerjiye sahiptirler ve çekirdekle etkileşime girerek bir elektron – pozitron çifti oluşturabilirler (Şekil 2.3.c). Bu miktarda enerji pozitron ve elektron (0.51 MeV) taneciği oluşturmak için yeterlidir. Daha fazla enerji bu parçacıklar tarafından taşınacak ve bu parçacıklar ortam içinde dolaştıkça iyonizasyona sebep olacaktır. Sonuç olarak pozitron bir elektron

tarafından yakalanacak ve iki parçacık birden yok olacaktır. Bu durum her biri 0. 51 MeV enerjiye sahip olan iki fotonun oluşumuyla sonuçlanır ve bu fotonlar yok olma radyasyonu olarak bilinirler (Lehnert 2007).

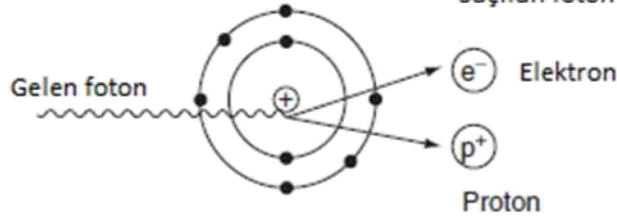
a. Fotoelektrik etkileşim



b. Compton etkileşimi



c. Çift oluşum



Şekil 2.3.a) Fotoelektrik etkileşim, b) Compton etkileşimi, c) çift oluşum.

2.2.3. X-ışınlarının tıpta kullanımı

X-ışınlarının hafif yoğunlukta katılara kolayca nüfuz edebildiği anlaşıncı, bulunduktan hemen birkaç ay sonra tıp alanında kullanılmaya başlandı (Karaoğlu 2008).

Radyasyonun tıpta kullanım alanları başlıca radyoterapi, radyoloji ve nükleer tıp olarak gruplandırılabilir (Demir ve Demir 2008).

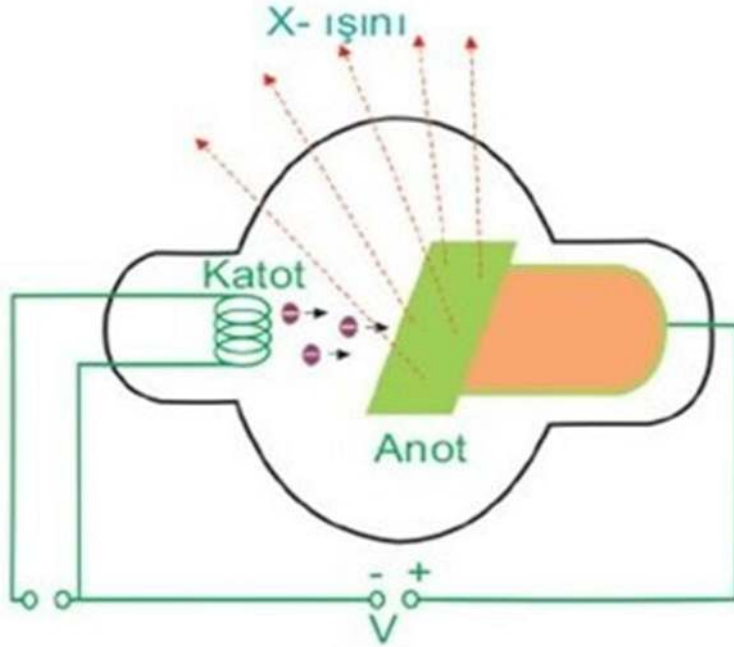
X-ışınları tıpta görüntüleme ve tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Görüntüleme için X-ışınlarının kullanımı diagnostik radyoloji olarak adlandırılır. Diagnostik radyolojide, X-ışını tüplerinden elde edilen X-ışınları kullanılır. Diagnostik radyolojide kullanılan enerji aralığı gibi düşük foton enerjilerinde Compton etkileşimi ve fotoelektrik etki meydana gelebilir, Compton etkileşimi yüksek enerji aralığında baskınken fotoelektrik etki düşük enerjilerde önemlidir (Lehnert 2007).

Radyoterapi ise iyonize edici özelliği olan X-ışınları, gama ışınları, elektronlar ve protonların kötü huylu (malign) ve iyi huylu (benign) tümörlerin tedavisinde kullanılmasıdır. Tedavi amaçlı kullanılan X-ışınları diagnostik radyolojide kullanılan X-ışınlarından daha yüksek enerjiye sahiptir. Lineer parçacık hızlandırıcılarında

oluşturulan yüksek enerjili X-ışınları radyoterapide tedavi için kullanılır. Radyoterapide kullanılan enerji aralığında (100 keV – 25 MeV), Compton etkileşimi önemli faktördür (Lehnert 2007).

2.2.3.1.X-ışın tüpü

Şekil 2.4'te modern bir tıp X-ışını aygıtının şeması görülmektedir. Havası boşaltılmış cam bir tüpte iki elektrot bulunur. Soldaki katot ısıtıldığında elektronlar salınır. Katot ile anot arasına uygulanan birkaç bin voltluk potansiyel farkı elektronların ivmelenmesine, dolayısıyla birkaç keV enerji kazanmalarına yol açar; bu enerji 0,1c kadar bir hıza karşılık gelir. Elektronlar anoda çarpıp aniden durduğunda X-ışınları üretilir. X-ışınlarının elektron yoluna 90° açıyla salındıkları gözlenmiştir; bu nedenle katodun eğimli oluşu X-ışınlarının istenilen bir yönde çıkabilmesini sağlamak içindir (Tanır vd 2013).



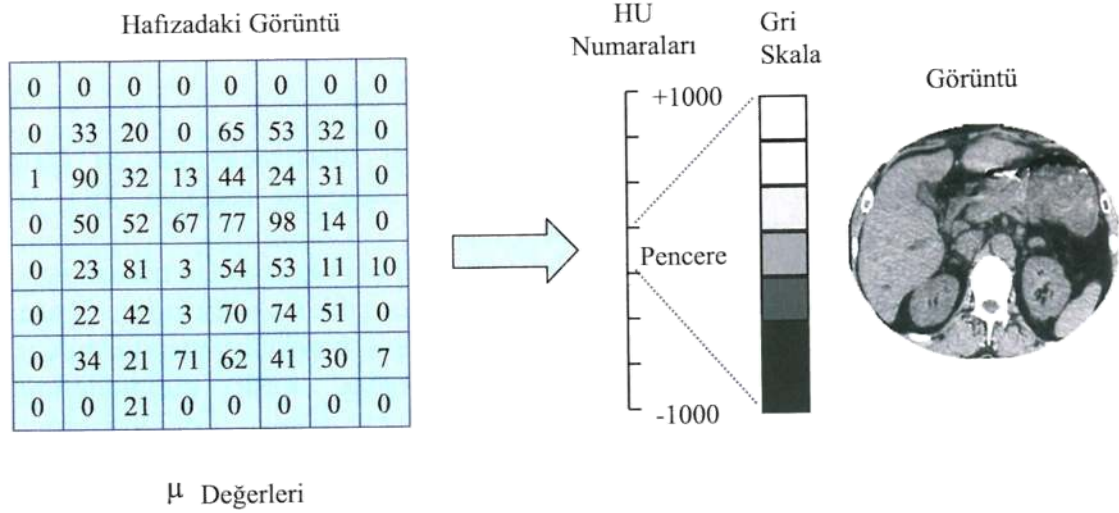
Şekil 2.4. X-ışını tüpü.

2.2.3.2.Bilgisayarlı tomografi cihazı

Bilgisayarlı tomografi (BT), halen radyoloji incelemelerinde en fazla kullanılan görüntüleme tekniklerinden bir tanesi olup, bu sistemin pozitron emisyon tomografi (PET) ve bilgisayarlı tek foton tomografisine (SPECT) integrasyonu önemini daha da arttırmıştır.

BT sistemi, klasik X-ışın incelemelerine benzer olarak hastadan transmisyon görüntülerinin elde edilmesine yarar. Bir gantride karşılıklı yerleştirilmiş X-ışın tüpü ve detektör dizisi, hasta yatağı çevresinde dönme hareketi yaparken birçok açıda elde edilen görüntüler, yani projeksiyonlar kesit görüntülerinin oluşturulmasında kullanılır. Her projeksiyonu oluşturan ışınlar geçtikleri ortam boyunca azalır ve ugrayarak detektör

tarafından ölçülen her ışının değeri kat ettiği yol boyunca uğradığı toplam soğurulma miktarıdır. Bu projeksiyonlar kullanılarak elde edilen kesit görüntüleri ise soğurma katsayılarının (μ) dağılımıdır ve bu dağılım daha sonra BT numaralarına (Hounsfield Units-HU) dönüştürülerek gri skala ile görüntü elde edilir. BT numaraları -1000 ile +1000 arasındadır (Bor 2009).

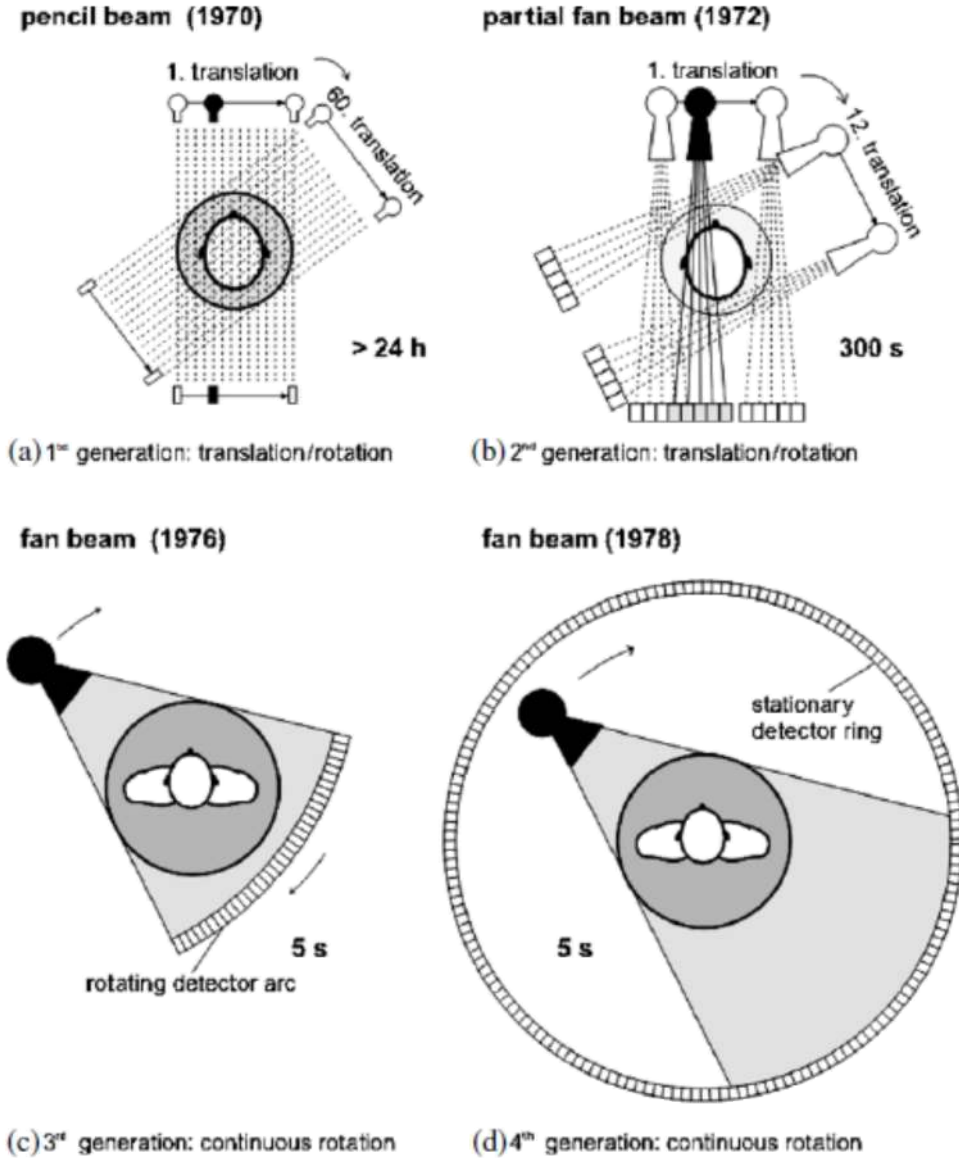


Şekil 2.5. Katsayıların HU değerlerine çevrilmesi ve kesit görüntüsüne dönüşümü (Bor 2009).

Teknolojiye bağlı olarak bilgisayarlı tomografi sürekli gelişim göstermiş ve farklı jenerasyonları mevcuttur.

Birinci jenerasyon Hounsfield tarafından oluşturulmuştur (Şekil 2.6.a). İkinci jenerasyon BT'nin (Şekil 2.6.b) birinci jenerasyon BT'den farkı, hızı arttırmak için daha geniş radyasyon demeti ve daha hassas detektörler kullanılmış olmasıdır. Her iki jenerasyonda da X-ışın tüpü ve tam karşısına konumlandırılmış algılayıcı vardır. Tarama nesne çevresinde tek bir çizgi üzerinde olacak şekilde yapılır. Tarama sonrası tüpe 1 derecelik açı verilir ve bu süreç 180 derece için gerçekleştirilir. Birinci jenerasyonda görüntüleme süresi 24 saatten daha uzun sürerken ikinci jenerasyonda bu süre 5 dakikaya kadar düşürülmüştür. Üçüncü jenerasyon tomografilerde X-ışını demetinin karşısına yerleştirilmiş algılayıcılarda 360 derecelik dönüş yapabilmektedir (Şekil 2.6.c). Gantry'nin tamamen algılayıcılar ile sarıldığı tip ise dördüncü jenerasyon olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.6.d). Bu nedenle görüntüleme süresi oldukça kısalmıştır (Kalender 2006).

Bilgisayarlı tomografiler radyoterapide tedavi edilecek hastanın simülasyonu ve tedavi planlama sisteminde tomografi görüntüleri üzerinde üç boyutlu planlama ve doz hesaplama yapılması amacıyla kullanılmaktadır.



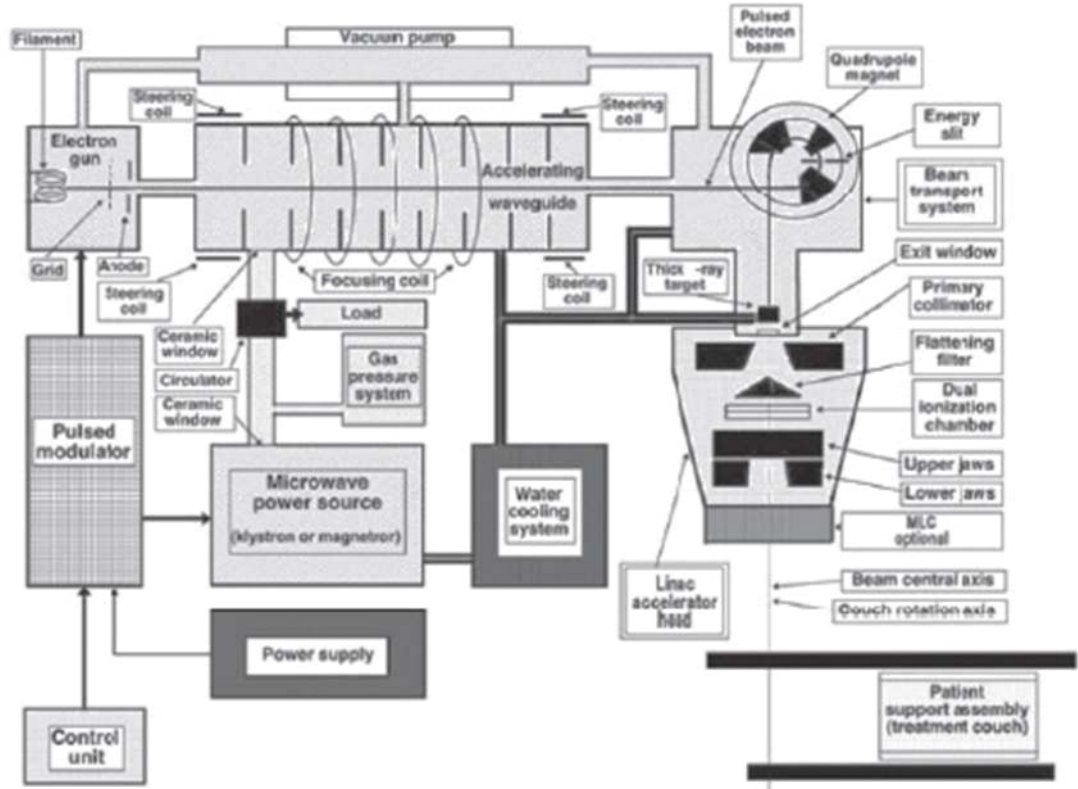
Şekil 2.6. Bilgisayarlı tomografi jenerasyonları. a. Birinci jenerasyon. b. İkinci jenerasyon. c. Üçüncü jenerasyon. d. Dördüncü jenerasyon (Kalender 2006).

2.2.3.3. Lineer hızlandırıcı cihazı

Lineer hızlandırıcılar, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalardan yararlanarak elektronlar gibi yüksek enerjili yüklü parçacıkları doğrusal bir tüp içinde hızlandıran cihazlardır. Bir medikal lineer hızlandırıcının çalışma mekanizması; Güç kaynağı modülatöre doğru akım (DC) sağlar. Modülatörden gelen yüksek voltaj sinyalleri dalga üreticileri ve elektron tabancasına gönderilir. Magnetron veya klystron adı verilen bu dalga üreticileri ile mikrodalgalar, dalga kılavuzu (wave guide system) ile hızlandırıcı tüp içerisine gönderilir. Hızlandırıcı tüp bakırdan meydana gelir ve yapısının iç hacmi bakır diskler ya da diyaframlarla bölünmüştür. Bu tüpün yüksek vakumla havası

boşaltılmıştır. Elektron tabancası ile üretilen elektronlar da hızlandırıcı tüp içerisine bırakılır.

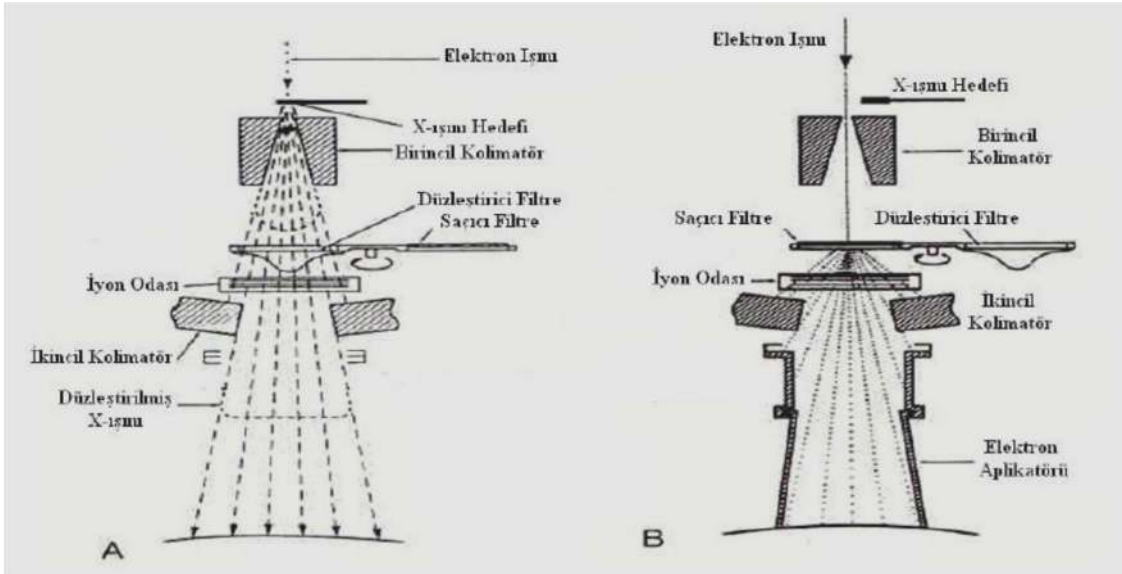
Yaklaşık 50 keV'lik enerji ile hızlandırıcı tüp içine enjekte edilen elektronlar mikrodalgaların elektromanyetik alanlarıyla etkileşir ve böylece sinüzoidal dalga bileşim modelinden enerji kazanırlar. Hızlandırıcı tüpün çıkış penceresinden çıkan yüksek enerjili elektronlar yaklaşık 3 mm çaplı bir ince demet şeklindedirler. Rölatif olarak kısa hızlandırıcı tüpe sahip lineer hızlandırıcılarda (6 MV veya daha düşük) ışın üretimi için elektronların düz olarak ilerlemesi sağlanır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüpün çok uzun olması sebebiyle bu yapı yatay olarak ya da yatay bir açıyla yerleştirilmiştir. Elektronlar hızlandırıcı yapı ve hedef arasında (genellikle 90° ve 270°) uygun bir açı boyunca eğilirler. Sapıtıcı mıknatıslar, odaklama bobinleri ve diğer bileşimleri içeren demet taşıma sistemi ile elektron demetinin hastaya doğru eğimi gerçekleştirilir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Lineer hızlandırıcı şeması (Çakır ve Bilge 2012).

X - ışını üretiminde ise hedefe çarptırılan elektronlar, hedefin hemen altındaki birincil kolimatöre gelir. Birincil kolimatör X-ışın kaynağındaki radyasyon sızıntısını azaltır ve hasta tedavisi için ışının yönünü ayarlar. Daha sonra ışın, yoğunluğunun alan boyunca aynı olmasını sağlayan düzleştirici filtreden geçer. Düzleştirilmiş ışın alanı iyon odasından sonra kurşun ya da tungstenden oluşan bir çift çeneden (jaw) geçer ve dikdörtgen bir alan boyutuna sahip olur. Işının en son dışarıya çıktığı kısım olan Gantri lineer hızlandırıcıların radyasyon kaynağını düşey bir ekseninde döndürme avantajını sağlayan parçasıdır. Gantri dönerken kolimatör eksenini ışın merkezi eksenine uyuşturur.

şekilde dikey ekseninde hareket eder. Şekil 2.8’de lineer hızlandırıcının kafa yapısı gösterilmektedir (Perez vd 2008, Khan 2010).



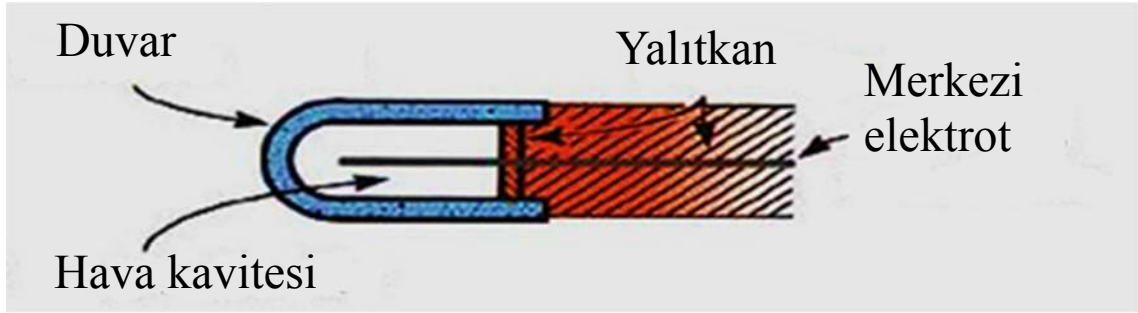
Şekil 2.8. Lineer hızlandırıcının kafa yapısı a: X-ışını modu b: Elektron modu

2.3. Radyasyon Ölçüm Sistemleri

Radyasyon dozimetrisi kimyasal ve kalorimetrik yöntemler olmasına rağmen çoğunlukla iyonlaşma yöntemine dayanmaktadır (Shani 2001). Radyasyon detektörleri radyasyon enerjisini elektrik enerjisine dönüştürmektedir. Elektrik sinyali detektör bir elektrometreye bağlanarak elde edilmektedir. Ölçümde kullanılan detektöre kalibrasyon faktörü uygulandığında detektör sinyali radyasyon dozuna dönüşmektedir (PTW 2009).

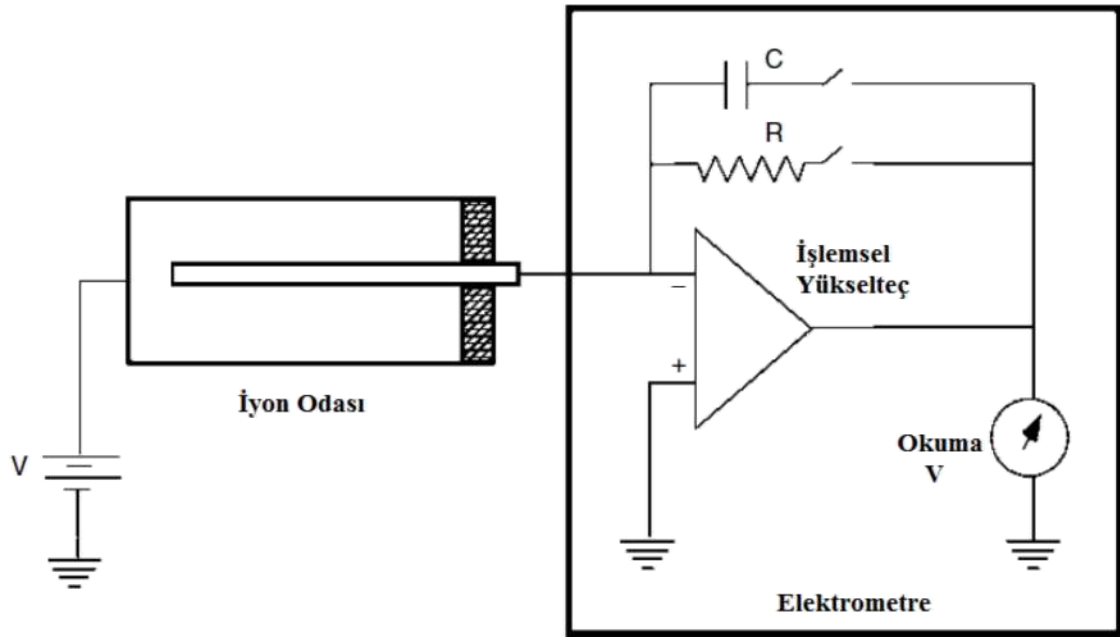
2.3.1. İyon odaları ve elektrometreler

Yüksük (thimble), paralel plaka (plate), küresel (spherical) ve kuyu (well) tip iyon odaları bulunmaktadır. Yüksük tip iyon odası (kompakt iyon odası olarak da adlandırılmaktadır) silindirik bir gövde ve küresel ya da konik uçlu silindirik oda duvarı ve merkezi elektrottan oluşmaktadır. Ölçüm hatalarını azaltmak için merkezi elektrot uzunluğu hassas hacimle sınırlandırılmıştır (PTW 2009). Şekil 2.9’da iyon odası şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.9. Thimble tip iyon odası (Khan 2010).

Elektrometreler 10^{-9} A ya da daha küçük akımları ölçebilen cihazlardır. Bir iyon odası ile birlikte kullanılan elektrometre; negatif geri beslemeli, standart bir direnç ya da standart bir kondansatörün yanı sıra yüksek kazanç için işlemsel bir yükselticiye sahip cihazdır (Podgorsak 2005). Şekil 2.10'da şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.10. Elektrometrenin şematik gösterimi (Podgorsak 2005).

2.3.2. Fantomlar

Fantomlar ortamların modellenmesi için kullanılan malzemelerdir. Fantomlar kullanılarak iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyonla araştırmalar yapılır. Radyoterapide, radyolojide, nükleer tıpta ve radyasyondan korunmada kullanılırlar. Fantomlar canlı doku eşdeğeri malzemeden yapılırlar ve radyasyonun insandaki etkisini temsil edecek ortamı sağlarlar. Bu özelliklerinden dolayı radyasyon dozimetrisi sürecinin temel öğelerinden birini oluştururlar.

Radyoterapi dozimetrisi için ilk standart fantom fikri Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonunun 1963 yılında yayınladığı 10 no'lu raporda (ICRU 1963) öne sürülmüş ve aynı komisyonun 23 no'lu raporunda tanımlanmıştır (ICRU 1973).

Fantomlarda bulunması gereken özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir;

1. Fantomun geometrisi ve fiziksel boyutları kullanılacağı uygulama için gerekli boyutta olmalıdır.
2. Fantom yapımında kullanılan canlı doku eşdeğeri malzemenin element bileşimleri ve kütle yoğunluğu bilinmelidir.
3. Fantom üzerinde kullanılacak olan radyasyon detektörü için kavite bulunmalıdır.

Kullanım amaçlarına bağlı olarak fantomların dizaynı ve yapıldıkları malzemenin cinsi farklılık gösterir. Fonksiyonlarına göre fantomlar görüntüleme, kalibrasyon ve dozimetrik fantomlar olmak üzere üç gruba ayrılabilirler (ICRU 1992).

Görüntüleme fantomları; görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılır. Bir görüntüleme fantomu üzerinde belirtilen boyutlarda farklı nesneler barındırabilir. Bu şekilde anatomik özelliğe uygun olarak gerekli difreansiyel azalılar ve görüntü kontrastı test edilir (DeWerd 2014).

Kalibrasyon fantomu; radyasyon detektörlerinin yanıtının ve dijital görüntülerden elde edilen sayısal bilgilerin değerlendirilmesinde kullanılır. Aktif ve aktif olmayan olmak üzere iki çeşidi vardır. Aktif kalibrasyon fantomları bilinen miktarlarda belirlenmiş radyonüklid madde içerirler. Aktif olmayan fantomların ise sadece radyasyon etkileşim özellikleri vardır.

Dozimetrik Fantomlar; belirlenmiş bir geometride soğrulan doz ölçümleri için kullanılır. Fantomda belirlenmiş bir noktadaki soğrulan doz radyasyon detektörleri ile ölçülür (ICRU 1992). Canlı insan vücudunda böyle bir işlemi yapmak tehlikelidir ve yine insan vücuduna detektörler yerleştirilerek ölçüm alınması pratik bir yöntem değildir.

2.4. Tedavi Planlama Sistemi Modellemesi için Gerekli Temel Ölçümler

Tedavi planlama sistemleri doz hesaplaması için modellenen lineer hızlandırıcı enerjilerinin rölatif ve mutlak doz ölçümlerine ihtiyaç duymaktadır.

2.4.1. Rölatif doz ölçümleri

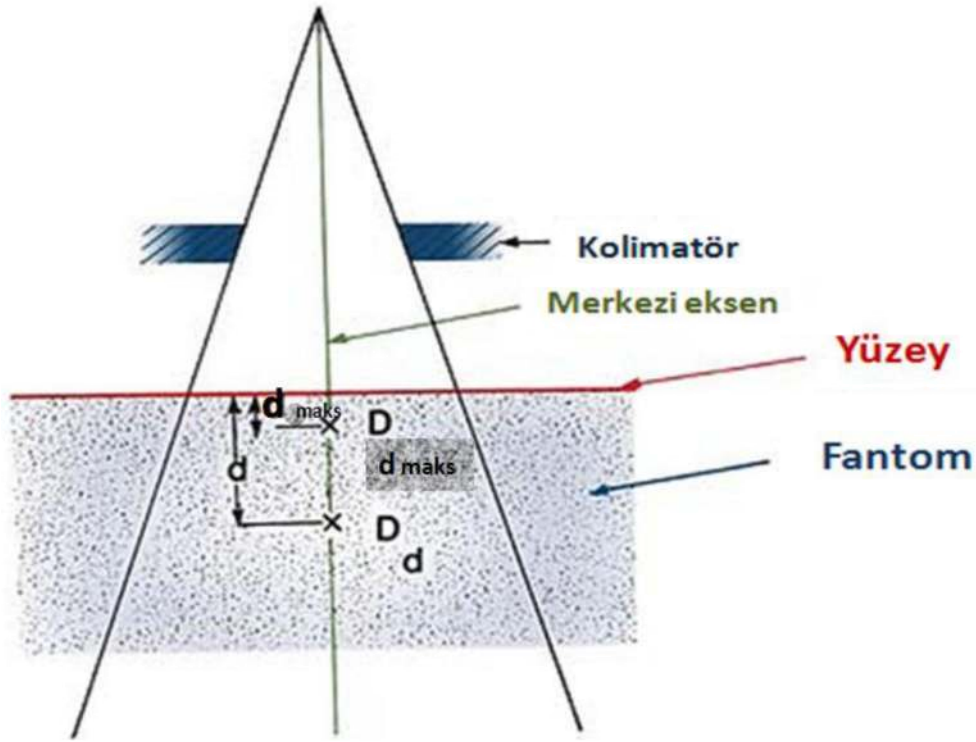
Rölatif ölçümler doz oluşum bölgesi (build up) ve yüzey dozu gibi parametreleri içeren yüzde derin doz, doz profilleri, rölatif doz faktörleri ve düzeltme faktörlerini

kapsamaktadır. Bu ölçümlerde iyon odasına bağlı faktörler dikkate alınmayabilir (Podgorsak 2005).

2.4.1.1. Yüzde derin doz ölçümleri (%DD)

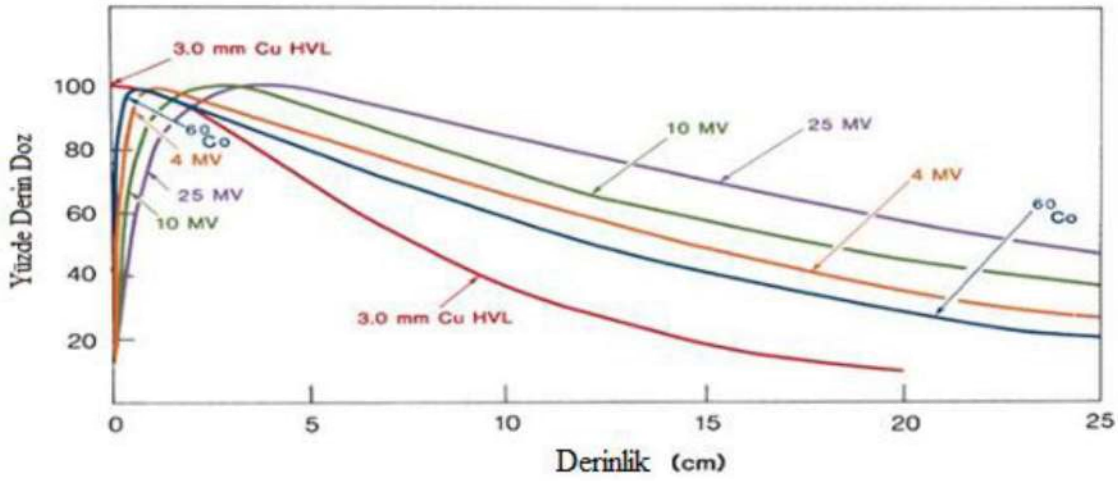
Merkezi eksen boyunca derinlikle değişen doz dağılımlarını karakterize etmenin yolu, sabit enerji, sabit alan ve sabit mesafe koşulunda bir noktadaki dozu (d) maksimum doz derinliğindeki doz değerine (d_{maks}) oranlayarak normalize etmektir. D_d , d derinliğindeki doz ve D_{maks} ise d_{maks} derinliğindeki doz değerleri olmak üzere %DD değeri aşağıdaki denklem 2.7'deki gibi formüle edilmektedir ve ölçüm düzeneği şekil 2.11'de gösterilmektedir.

$$\%DD = \left(\frac{D_d}{D_{maks}} \right) * 100 \quad (2.7)$$



Şekil 2.11. Yüzde derin doz ölçüm parametreleri (Khan 2010).

Birçok parametre merkezi derin doz dağılımını etkiler. Bunlar; enerji, SSD, alan büyüklüğü ile şekli ve derinliktir. Şekil 2.12 %DD'un derinlik ve enerjiye bağlı değişimini göstermektedir (Khan 2010).

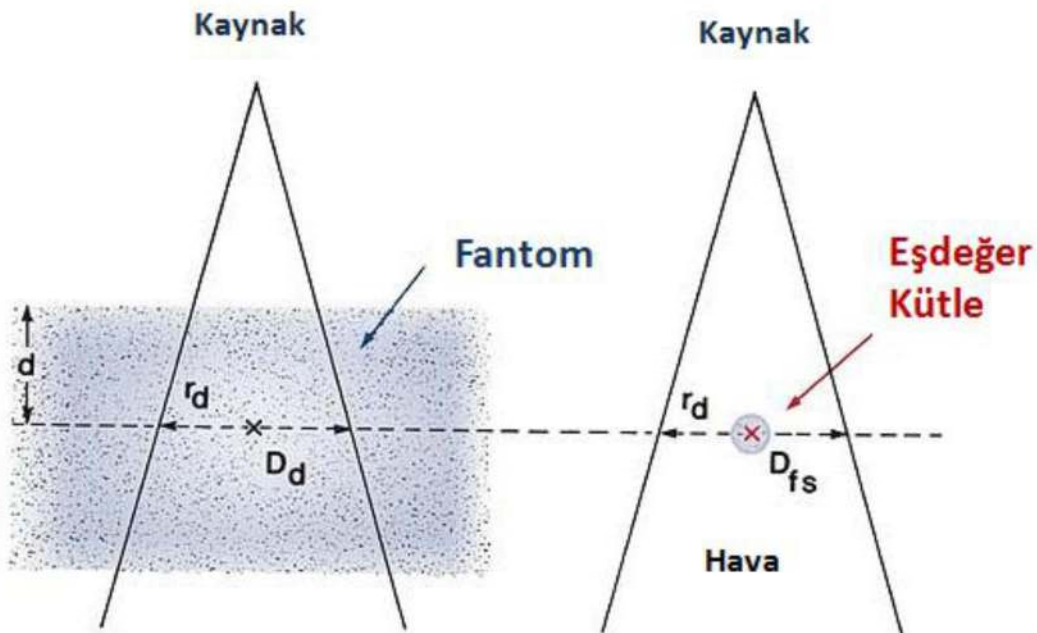


Şekil 2.12. Farklı enerjideki foton demetleri için merkezi eksen derin doz dağılımları. 10x10 cm alan, SSD=100 cm (yalnızca 3,0 mm Cu HVL için SSD=50cm) (Khan 2010).

2.4.1.2. Doku hava oranı (Tissue Air Ratio, TAR)

TAR, doku içerisindeki bir d derinliğindeki dozun, aynı mesafede havadaki doza oranıdır. TAR, enerji, derinlik ve alan genişliğiyle değişir (Khan 2010). Şekil 2.13'te ölçüm düzeneği şematik olarak gösterilmektedir.

$$TAR = \frac{D_d}{D_{hava}} \quad (2.8.)$$



Şekil 2.13. TAR ölçüm düzeneği (Khan2010).

2.4.1.3. Geri saçılma faktörü (Back Scatter Factor, BSF)

Merkezi eksen üzerinde maksimum doz derinliğindeki TAR olarak tanımlanır. Merkezi eksen üzerinde maksimum doz noktasındaki dozun, aynı noktada havada ölçülen doza oranıdır. Denklem 2.9 ile formüle edilmektedir (Khan 2010).

$$BSF = \frac{D_{maks}}{D_{hava}} \quad (2.9)$$

2.4.1.4. Doku maksimum oranı (Tissue Maximum Ratio, TMR)

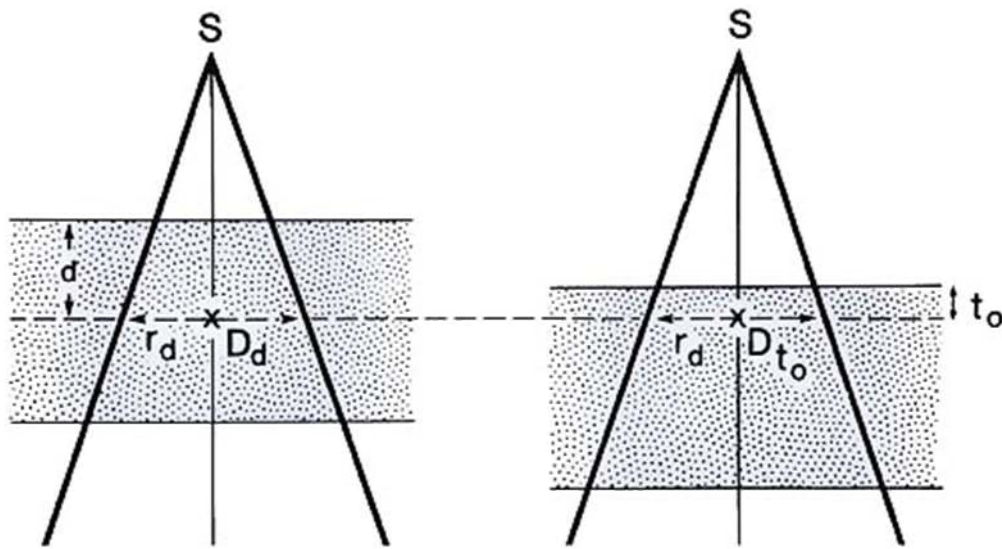
Her bir enerji için ve tanımlanan alanda TMR, fantomda verilen bir noktadaki dozun, D_{maks} 'daki doza oranıdır. Bu ölçüm tekniğinde iyon odası kaynak mesafesi 100 cm olarak seçilir. TMR d_{maks} derinliğine normalize edilebilen genel bir fonksiyondur (Khan 2010).

$$TMR_d = \frac{D_d}{D_{maks}} \quad (2.10)$$

2.4.1.5. Doku fantom oranı (Tissue Phantom Ratio, TPR)

TPR, her bir enerji için tanımlanan alanda, doku içerisinde herhangi bir derinlikteki dozun referans bir derinlikteki doza oranıdır. Enerji aralığına bağlı olarak referans derinlik < 6 MV foton enerjisi için 5 cm ve ≥ 6 MV foton enerjisi için 10 cm seçilir. TPR herhangi bir derinliğe normalize edilebilen genel bir fonksiyondur.

$$TPR_d = \frac{D_d}{D_{ref}} \quad (2.11)$$

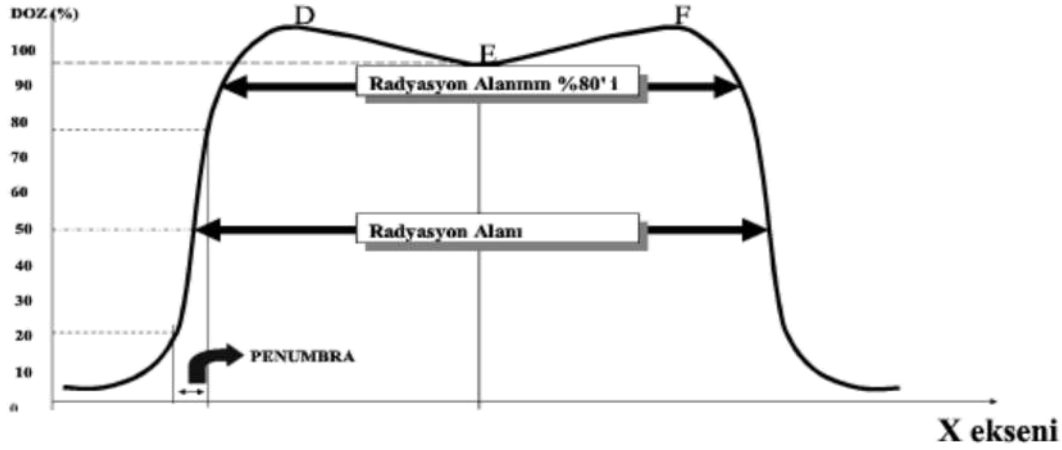


Şekil 2.14. TPR ve TMR ölçüm düzenekleri (Khan 2010).

Eğer d_{maks} gibi sabit bir referans noktası alınırsa TPR'den TMR hesaplanabilir. Bu nedenle TMR, TPR'nin özel bir durumudur (Khan 2010).

2.4.1.6. Merkezi eksen den uzaklık oranı (Off-Axis Ratio, OAR) ve doz profili ölçümleri

2 boyutlu ve 3 boyutlu doz dağılımları merkezi eksen ve merkezi eksen dışındaki doz profillerinin birleştirilmesiyle elde edilmektedir. Doz profili fantomda belirli bir derinlikte radyasyon demetinin merkezi eksenine dik doğrultuda ölçülmektedir.



Şekil 2.15. Doz profili.

Demet Düzgünlüğü (Beam Flatness): Demet düzgünlüğü F ile gösterilir ve demet profilinin % 80 aralığındaki doz şiddetinin minimum (m) ve maksimum (M) değerleri arasındaki değişimini ifade eder (Podgorsak 2005). Bu değer ± 3 değerinde olması istenilir (Van Dyk 1999). Denklem 2.12 ile hesaplanır.

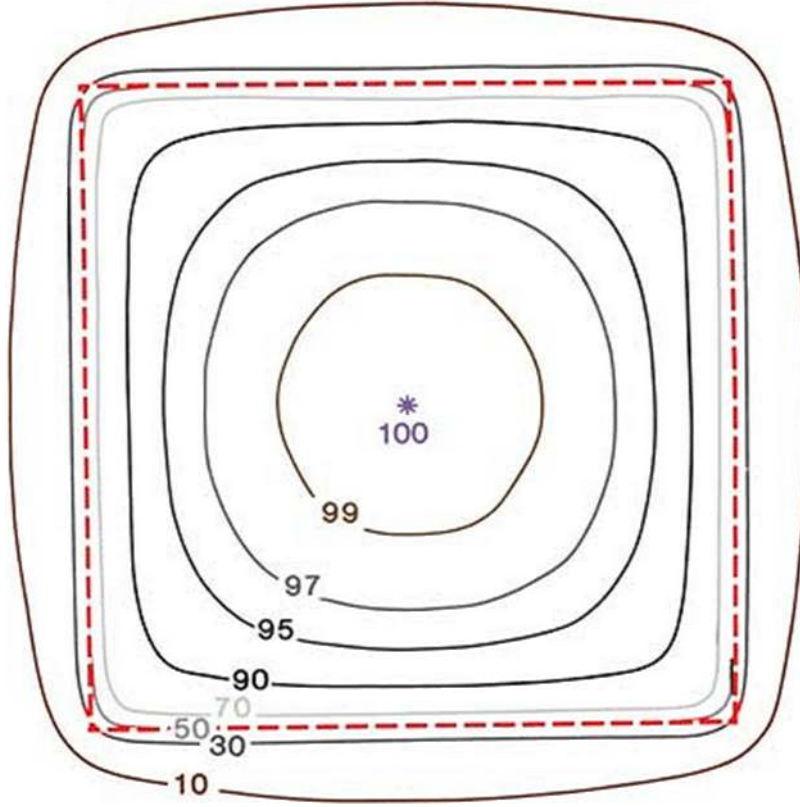
$$F = 100 \times \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (2.12)$$

Demet Simetrisi: Demet simetrisi S ile gösterilir ve radyasyon demetinin %80'ini içeren ve merkezden kenarlara olan uyumun bir ölçüsüdür. Denklem 2.13 ile hesaplanır (Podgorsak 2005) ve tolerans sınırı %3'tür.

$$S = 100 \times \frac{Alan_{sol} - Alan_{sağ}}{Alan_{sol} + Alan_{sağ}} \quad (2.13)$$

Demet Penumbrası: % 80 ve % 20'lik rölatif dozların yatay eksenini kesen dikmeleri arasındaki mesafedir (Podgorsak 2005).

İzodoz Eğrileri: İzodoz eğrileri iyon odası ve su fantomu kullanılarak, yüzde derin doz ve birkaç derinlik için elde edilen doz profilleri ile oluşturulmaktadır. İzodoz dağılımları olarak bilinen bu eğriler, aynı dozu alan noktaların birleştirilmesi ile oluşur. Bir izodoz eğrisi rölatif olarak soğurulmuş dozu ifade eder (Podgorsak 2005). Şekil 2.16'da alan merkezine normalize edilmiş izodoz eğrisi verilmektedir.



Şekil 2.16. Radyasyon demetinin merkezi eksenine dik düzlemde verilen izodoz dağılımı (kesikli çizgiler geometrik alanı göstermektedir) (Khan 2010).

2.4.2. Mutlak doz ölçümleri

Mutlak doz ölçümlerinde iyon odasının özelliklerine, enerjiye ve ortam şartlarına bağlı olarak düzeltme faktörlerinin kullanılması gerekmektedir.

2.4.2.1. Verim ölçümleri

Bir ortamdaki foton demetinin dozu, birincil ve saçılma bileşenleri olarak ele alınabilir. Birincil doz kaynaktan yayınlanan ilk fotonların katkısını içerirken saçılma dozu saçılan fotonları içermektedir. Koruma bloklarının kullanımıyla, kolimatör ve fantomdan kaynaklanan saçılma daha detaylı olarak ele alınırsa bu iki bileşen bağımsız olarak değişebilir. Örneğin alanın bir kısmını bloke etmek demetin açık kısmında verimi ya da hava dozunu (exposure) önemli bir şekilde değiştirmez fakat fantom saçılmasını büyük miktarda azaltabilir. Birincil dozda kolimatör ve fantom saçılmasının katkısını göz ardı etmek pratikte sorun yaratmaktadır. Megavoltaj foton demetlerinde birincil demete, kolimatör saçılmasının büyük oranda katkısı görülmektedir. Bu nedenle kolimatör sisteminden saçılanların yanı sıra primer fotonlardan kaynaklanan doz için “etkin (efektif) birincil doz” tanımı oluşmuştur. Fantomda birincil etkin doz fantom

saçılma katkısı olmadan göz önüne alınır. Diğer bir deyişle belirli bir derinlikte birincil etkin doz, kolimatör açıklığı sabitken saçılmanın da en az olacağı durumdaki doz olarak tanımlanabilir.

Kolimatör saçılma faktörü S_c çoğunlukla “hava verim faktörü” olarak adlandırılır ve herhangi bir alan büyüklüğünde havada ölçülen dozun referans alanda (örneğin; $10 \times 10 \text{ cm}^2$) ölçülen değere oranı olarak tanımlanabilir.

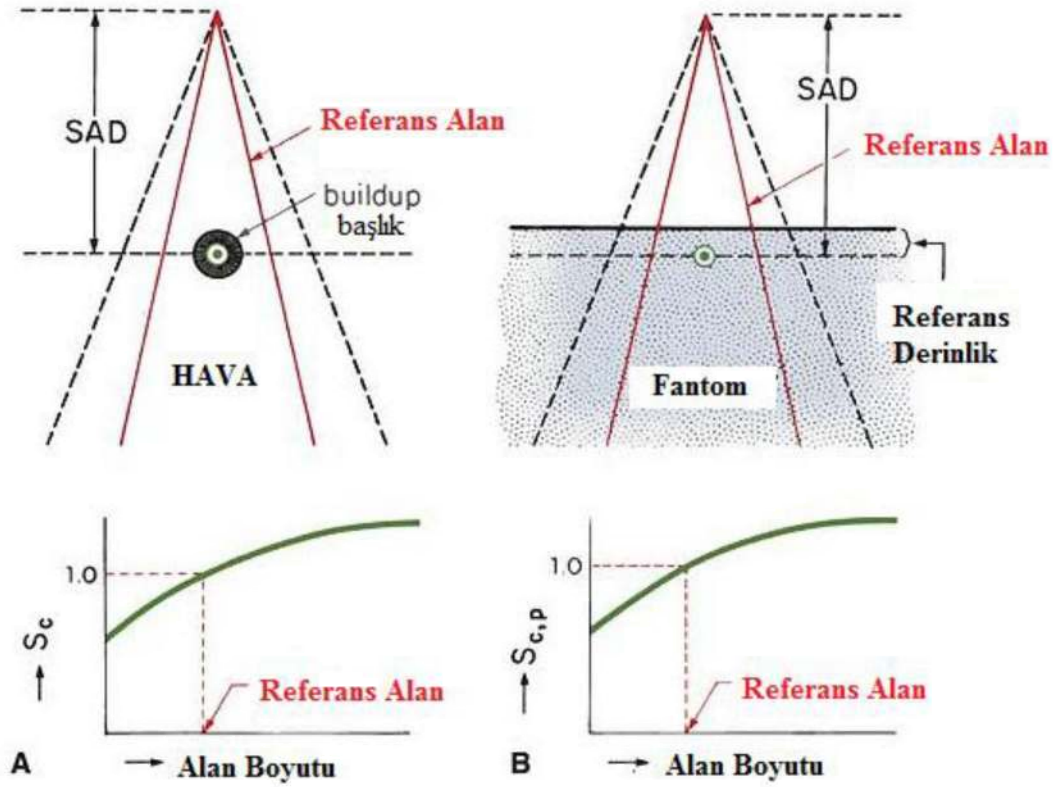
Havada ölçülen demet verimi alan boyutlarına bağlı olarak değişim gösterir. Eğer alan boyutu artarsa, artan kolimatör saçılması nedeniyle verimde artar.

Fantom saçılma faktörü S_p alan büyüklüğü değişirken, fantomda ortaya çıkan saçılan radyasyondaki değişimi göz önüne alır. S_p herhangi bir alan büyüklüğünde d_{maksimum} ya da referans derinlikte ölçülen saçılma dozunun, aynı derinlikte referans alanda fantomda ölçülen doza oranıdır. S_p ortamda saçılma niteliği kazanan radyasyondur, saçılma ve birincil fotonları ayırt edecek bir ölçüm sistemi olmadığı için ölçülemez. S_p 'nin değerini bulmak için fantomda toplam saçılma faktörü ve kolimatör saçılma faktörü ölçüm değerleri kullanılarak hesaplanabilir (Denklem 2.14).

$$S_{p_A} = \frac{S_{c,p_A}}{S_{c_A}} \quad (2.14)$$

Toplam saçılma faktörü $S_{c,p}$ herhangi bir alan büyüklüğünde d_{maksimum} ya da referans derinlikte etkin birincil doz ve fantom saçılma dozu birleşiminin ölçülen dozu olup, aynı derinlikte referans alanda fantomda ölçülen doza oranıdır. Bu doz değeri ölçülebilen niteliktedir.

$S_{c,p}$ alan büyüklüğüne bağlıdır. Diğer alanlarda ölçülen $S_{c,p}$ değerleri, referans alan ve referans derinlikte ölçülen verim değerine normalize edilir. Denklem 2.12’de $S_{c,p}$ ile kolimatör saçılma faktörü ve fantom saçılma arasındaki ilişki gösterilmektedir. Bu denklemden S_p değeri hesaplanmaktadır (Khan 2010). Şekil 2.17’de S_c ve S_{cp} ölçüm düzenekleri gösterilmektedir.



Şekil 2.17. S_c ve $S_{c,p}$ ölçüm düzeneği. A: Alan boyutuna karşı S_c 'yi belirlemek için havada build up başlıklı iyon odası ile referans alana bağlı verim ölçümü, B: Sabit referans derinliğinde alan boyutuna bağlı $S_{c,p}$ 'yi belirlemek için fantomda ölçüm.

Lineer hızlandırıcı cihazları için, referans alanın d_{maksimum} derinliğinde doz $1\text{cGy}=1\text{MU}$ olacak şekilde kalibre edilmektedir. Radyoaktif kaynak içeren tedavi cihazlarında referans alanın d_{maksimum} derinliğinde doz ölçülmektedir. Diğer alanların dozunu hesaplamak için normalize edilmiş $S_{c,p}$ değerleri kullanılır.

2.5. Radyoterapide Tedavi Planlama Sistemleri

Bilgisayarlı TPS'ler normal doku komplikasyonlarını minimize edip tümör kontrolünü maksimize edecek doz dağılımları ve ışın durumları için eksternal radyoterapide kullanılmaktadır. Hasta anatomisi ve tümör hedefleri üç boyutlu olarak gösterilebilmektedir. Eksternal radyoterapi için TPS tarafından elde edilen doz dağılımları ve hesaplamalarının doğruluğundan medikal fizikçi sorumludur. Planlama çoğunlukla dozimetrist tarafından yapılır ve hasta tedaviye girmeden önce radyasyon onkoloğu tarafından onaylanmalıdır (Podgorsak 2005).

2.5.1. Tedavi planlama sistemlerinin gelişimi

1970'lerden önce tedavi planı izodoz kartları kullanılarak yapıyordu. Bundan yararlanılarak ışın yüklemesi ve kama seçimi dozimetrist tarafından yapılırdı. 1970'lerde BT cihazlarının gelişmesiyle BT tabanlı TPS'ler ortaya çıkmıştır. Bu sistem hastanın aksiyel anatomisi üzerinde doz dağılımını gösterebilmektedir.

Tedavi planlama süreci birkaç adımdan oluşmaktadır. Başlangıçta ışın bilgilerinin elde edilip bu bilgilerin TPS'e girilmesi gerekir. Ayrıca hasta bilgilerinin elde edilmesi tedavi planlama işlemleri ve son olarak bu bilgilerin tedavi cihazına transfer edilmesi gerekmektedir. Günümüz TPS'lerinde donanım ve yazılımla birlikte grafikler, hesaplama ve optimizasyonda gelişmiştir. Sistemler ışın gözü bakışı ve dijital görüntü özelliklerine de sahiptir.

Doz hesaplamaları basit iki boyutlu modelden üç boyutlu ve monte carlo tekniklerine kadar gelişmiştir. Ayrıca bilgisayar gücü arttıkça hesaplama hızı da artmaktadır. Gelişmiş tedavi planlarında doz optimizasyon tekniğinin kullanımından faydalanabilmek için sağlıklı organ ve hedef tümörün doz kriterlerinin belirlenmesi gerekmektedir. Doz optimizasyonunun BT tabanlı doz volüm histogramları (DVH) ile kullanılması mümkündür. Böylece YART tedavisinde hedefin istenen dozu alması kritik organında mümkün olan en az dozu alması için optimizasyon kullanılabilir.

TPS donanım ve yazılıma bağlı olarak hızla gelişmektedir. Böylelikle daha iyi tedavi planları yapılarak klinikte kullanımı mümkün olmaktadır. TPS'in en önemli bileşeni doz hesaplama algoritmasıdır (Podgorsak 2005).

2.5.2. Doz hesaplama algoritmaları

Doz hesaplama algoritmaları bir dizi adımdan sonra klinik kullanıma geçerler. Bu sürecin adımları bilinmeli ve kullanıcının kontrolü altında olmayan bu gelişme sürecinin bileşenlerinin anlaşılması gerekmektedir. Bu bilgiler kullanıcının kalite kontrol işlemlerini geliştirmesine de yardımcı olacaktır (Van Dyk 1999). Bu adımlar çizelge 2.2'de verilmektedir.

Radyasyonun insan dokusundaki etkileşimlerinin karmaşıklığı nedeniyle hızlı hesaplama süreleri için doz hesaplama algoritmalarının fiziksel modellerinde kullanılan yaklaşımların kısıtlamaları bulunmaktadır. Sonuç olarak bu algoritmalar yaygın olarak kullanılan belirli koşullarda doğru hesaplamaların yapılmasını sağlar ancak diğer koşullarda belirsizlikler olabilir. Genellikle daha uzun hesaplama süresine sahip kompleks algoritmalar basit algoritmalara göre daha az belirsizliğe sahiptir. Tedavi planlama sisteminde doz hesaplama algoritmasının seçimi önemli faktörlerden biridir. Bazı üreticiler hesaplama türleri için birden fazla algoritma seçeneği sağlar (Van Dyk 1999).

Çizelge 2.2. Tedavi planlama sistemlerinin klinik uygulama ile ilgili adımları (Van Dyk 1999).

İşlem	Kullanıcı kontrolü
Doz Hesaplama Algoritmalarının Gelişimi	Kullanıcı kontrolünde değil
Radyasyon etkileşimlerine dayanan model	
Fizik yaklaşımları içerir	
Modelin içerdiği belirsizlikler	
Sınırlamalar	
Algoritmanın Yazılımın İçine Kodlanması	Kullanıcı kontrolünde değil
Rutindeki girdi/çıktıları içerir	
Görüntüleme	
Rutin manipülasyonları (el ile işleme)	
Tedavi teknik seçenekleri	
Optimizasyon/plan değerlendirmesi	
Geliştirici kodların doğrulaması	
Algoritma için Gerekli Radyasyon Verilerinin Girişi	Kullanıcı kontrolünde
Belirli koşullarda elde edilen veriler	
Belirsizliklere sahip veriler	
Mutlak ya da rölatif dozları içeren veriler	
Programın Klinik Kullanımı	Kullanıcı kontrolünde
Hasta bilgilerinin girişi (BT, kontur)	
Demetlerin oluşturulması (tedavi planı)	
Yorumlama/optimizasyon/değerlendirme	
Dijital ya da basılı çıktı	

- **Doz hesaplama algoritmalarının kullanımında yazılımın gelişimi**

Önce matematiksel formül geliştirilmeli sonra algoritma bilgisayar koduna dönüştürülmelidir. Bu kodlamada yazılım gereklilikleri:

1. Hasta görüntüsü ve kontur verilerini kabul etmek.
2. Hedef hacim ve normal dokuları hesaba katabilmek.
3. Demet geometrisi ve alan şekillerini tanımlamak.
4. Kama filtre, koruma ya da MLC gibi yardımcı aletlerin eklenmesine izin vermek.
5. İlgili makine ve hasta ile ilgili parametreleri dikkate alarak doğru bir doz hesaplaması gerçekleştirmek.
6. Kolay değerlendirme ve tedavi planı optimizasyonu sağlamak.
7. Planın görüntülenmesini sağlamak.
8. Planın dijital ya da basılı çıktısının alınabilmesini sağlamak.

Kodların büyük çoğunluğu bilgi yönetimi ile ilgilidir. Çok küçük bir yüzdesi matematiksel doz hesaplamaları için kullanılır. Kullanıcının sistemi satın alırken

algoritmayı dikkate alarak seçme şansı olmasına rağmen algoritmanın ne kadar iyi kodlandığını kontrol edemez. Bazen hesaplama hızı yüzünden yazılım matematiksel formüllerin önüne geçmektedir (Van Dyk 1999).

- **Doz hesaplama algoritması için radyasyon verilerinin girişi**

Tüm algoritmalarda çeşitli yöntemlerle radyasyon verilerinin girişi gerekmektedir. Konvansiyonel tedavi planlama sistemleri için klinikte mevcut olan her demet kalitesi için ölçüm verileri gerekmektedir. Girdi verilerinin doğruluğu ve kalitesi kullanıcı tarafından ölçülen veya hesaplanan verilerin doğruluğuna bağlıdır. Pratik nedenlerden dolayı alan genişliği ve derinlik gibi ölçüm parametreleri sınırlı koşullarda belirlenmiştir. Ölçüm parametreleri aralığının dışındaki hesaplamalarda algoritmaların sonuçları incelenmelidir. Ayrıca ölçüm verilerinin kendi içindeki belirsizlikleri ya da tutarsızlıkları kullanılan detektör tipi ve boyutları ile radyasyon demetini üreten cihazın doğru çalışmasına bağlıdır (örneğin zamanla ya da gantry açısı ile demet düzlüğü ve simetrisi). Genellikle rölatif ve mutlak verilerin belirlenmesi gerekir. Cihazın doz kalibrasyonu da doğru olmalıdır. Ayrıca TPS’te MU ya da zaman hesaplamaları içinde gereklidir (Van Dyk 1999).

- **Yazılımın klinik kullanımı**

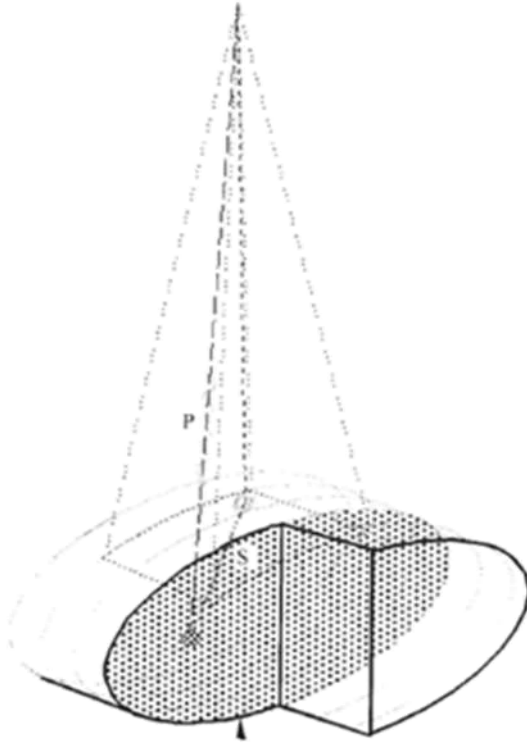
Sistem kabul edilip kullanıma sokulduktan sonra kullanıcının dış konturlar ya da dijital görüntüler gibi hastaya özgü bilgilerini girmesi gerekir. Daha sonra TPS doz dağılımı ve MU hesaplaması yapabilir. Tedavi planının belirlenmesi ve radyasyon onkoloğu tarafından belirlenen doz ve biyolojik kısıtlamalar kullanıcının kontrolündedir (Van Dyk 1999).

- **Doz hesaplama algoritmaları**

Çoğu TPS’te dijital görüntü, kontur, tedavi ışınları ve kaynaklarının yanı sıra doz dağılımlarının görüntülenmesini sağlayan yazılım modülleri çok benzerdir. Herhangi bir yazılımdaki başlıca farklılıklar uygulamalardaki ergonomi ve tedavi planlama sürecindeki düzendir. Diğer taraftan doz hesaplama algoritması TPS’teki en eşsiz, kritik ve karmaşık kısımdır. Doz hesaplama algoritması doz dağılımı ve Doz Volüm Histogramı (DVH) temel alınarak verilen birçok klinik kararı etkilemektedir. Kullanıcı yeni bir TPS alacağı zaman doğru sorular sormalıdır. Ayrıca kullanıcının çeşitli klinik şartlarda hesaplanan dozun doğruluğunu belirli algoritmik sınırlamalar altında anlaması gerekir (Van Dyk 1999).

- **Doz hesaplama problemi**

Doz dağılımının 3 boyutlu olarak hesaplanması için görüntünün 3 boyutlu olarak elde edilmesi çok önemlidir. Birincil ve saçılan radyasyonun bileşenlerinin ışınlanan dokunun hacmi boyunca bağımsız takibi ile doğru şekilde 3 boyutlu hesaplama yapılabilir. Birincil radyasyon, radyasyon kaynağından elde edilir ve ilgi noktasına herhangi bir etkileşim olmadan ulaşır. Saçılan bileşenler ise hastanın içinde birden fazla yolla dolaylı olarak hedef noktaya ulaşır. Bunun basit bir şekilde sadece tek bir saçılma olarak kabul edilişi şekil 2.18’de gösterilmektedir.

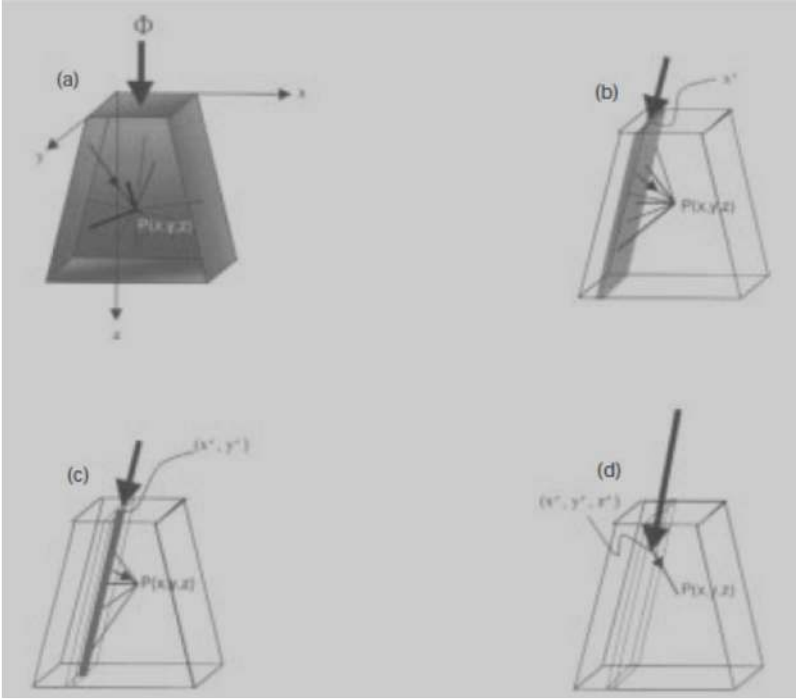


Şekil 2.18. Radyoterapi ışınının hasta üzerinde gösterimi. Gölge dilim doz hesaplama düzlemini temsil etmektedir. Bu düzlem içinde herhangi bir nokta kaynaktan direk olarak gelen birincil radyasyonu (P) ve herhangi bir dilimden gelen saçılmış radyasyonu (S) alabilir (Van Dyk 1999).

Gerçekte durum daha karmaşıktır. Çünkü birincil kaynak tek bir nokta kaynaktan oluşmaz. Farklı parçacıkların oluşturduğu spektrumdan oluşmaktadır. Hastadaki saçılan fotonların ve elektronların gösterildiği çoklu saçılma eşitliği karmaşıktır. 3 boyutlu hesaplama zorluğu yüzünden pratikte kullanılan doz hesaplama algoritmalarında hesaplama hızı ve hesaplama doğruluğu arasında bir tercih yapılması gerekmektedir (Van Dyk 1999).

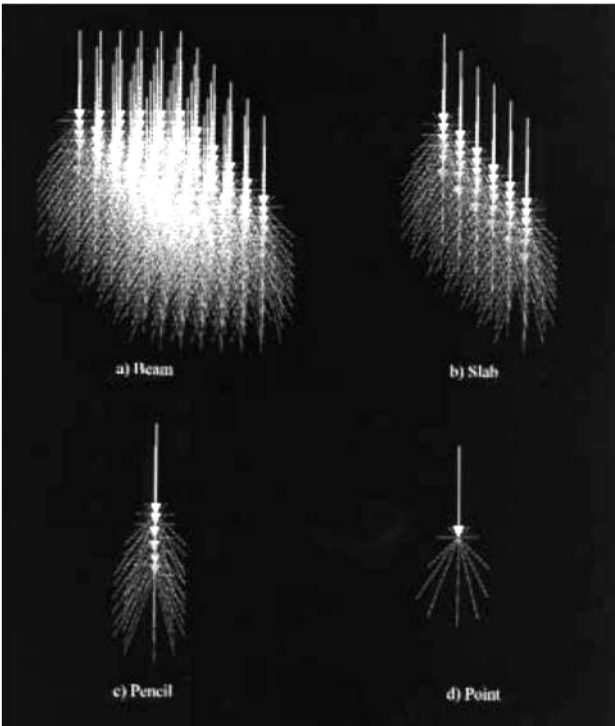
- **Süperpozisyon algoritması**

Doz hesaplama algoritmalarında radyasyon birincil ve saçılmış bileşenlerine ayrılınca çok önemli ilerleme kaydedildi. Aslında algoritma gelişimine doz bileşenlerinin ilerlerken sürekli ayrışması damga vurmuştur. Avantajı ışın şekli, ışın yoğunluğu, hastanın yüzey topolojisi ve iç doku yoğunlukları gibi bileşenlerden bağımsız olarak ayarlanabilir olmasıdır. Şekil 2.19.a'da geniş demet radyasyonun toplam saçılması su fantomundaki $P(x,y,z)$ noktasına ulaşır. Çeşitli şekillerdeki saçılma katkısı ancak çeşitli derinlik ve alan genişliklerinde elde edilen veriler ile izole edilebilir. Tek bir düzlem (Şekil 2.19.b), Pencil beam (Şekil 2.19.c) veya nokta şeklinde (Şekil 2.19.d) bölgelerden olan katkı belirlenebilir.



Şekil 2.19. Çeşitli saçılmış kernellerin doz katkısının toplamı a. Kernel ışını. b. Kernel düzlemi. c. Pencil beam kernel. d. Kernel nokta (Van Dyk 1999).

Şekil 2.20’de saçılma kernelleri ile enerjinin ideal yayılımı kavramsal olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.20. Farklı boyutta saçılan kerneller (Van Dyk 1999).

Kerneller iki bakış açısı ile açıklanabilir.

1. İlgili varış noktasından yukarı olan saçılmalar (yani alıcının bakış açısı)
2. Saçılma noktasından enerji yayılmasının aşağı akışı (gönderenin bakışı)

Algoritma, dozun uygulanması sırasında bir noktadaki saçılan unsurları toplayarak hesap yapar. Gerekli toplam, problemin sınırlı koşulları tarafından belirlenir. Eğer radyasyon sadece bir yönde değişiyor ise (örneğin kama filtreli alanlar); sadece tek boyutta süperpozisyon gerçekleşir ve kesit kernel kullanımı hız avantajı sağlar. Eğer ışın şiddeti doku kompensatörleri ya da yoğunluk modülasyonu kullanılarak iki yönde değiştiriliyorsa Pencil beam yaklaşımının kullanımı daha uygundur.

Işın akısı soğurucu boyunca karmaşık bir şekilde değişiyor ise kernel noktalarının bilinmesi ve 3 boyutlu integrasyonunun olması gerekmektedir. Matematiksel doz dağılımı $D(x,y,z)$ Şekil 2.19. a. b. c. d'deki gibi sırasıyla şu şekildedir.

$$D(x, y, z) = \Phi_{1D}(x')K_{slab}(x'; x, y, z)dx' \quad (2.15)$$

$$D(x, y, z) = \Phi_{2D}(x', y')K_{pen}(x'y'; x, y, z)dx'dy' \quad (2.16)$$

$$D(x, y, z) = \Phi_{3D}(x', y', z') \times K_{pt}(x'y'z'; x, y, z)dx'dy'dz' \quad (2.17)$$

Φ : Saçılma kernellerinin yüzeyindeki birincil kaynak akısı (cm^2 başına parçacık sayısı) ile orantılıdır.

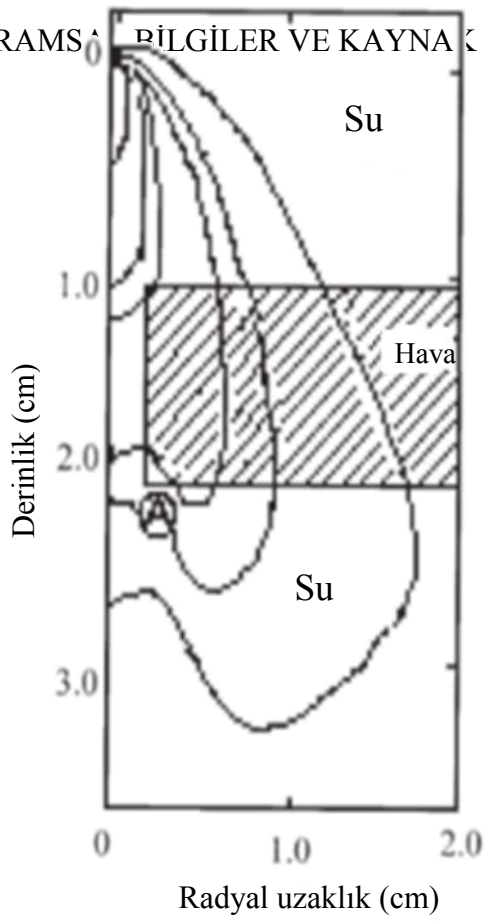
K: Nokta, pencil ya da düzlem kernel olabilir.

Bu genel tartışmada kernellerin saçılma elemanı kombinasyonu ve doz noktasının aynı olduğu varsayılmaz. Heterojen bir dokuda, bu denklemler şekil 2.21'deki gibi lokal saçılma koşulları nedeniyle enerji yayılmasındaki değişiklikler gibi birincil akıda lokal değişikliklere izin verir. Bu genel yaklaşım süperpozisyon ilkesi olarak adlandırılır.

Homojen soğurucu üzerine mono enerjik ve diverje olmayan kaynak gibi özel koşullarda soğurucudaki (x', y', z') noktasında saçılım kernelleri aynıdır. Rölatif pozisyonların $(x-x', y-y', z-z')$ süperpozisyon denklemlerindeki K argümanına eklenmesiyle convolution integralleri doz integrallerini basitleştirir. Avantajı hızlı fourier dönüşümleri (Fast Fourier Transforms, FFT) kullanılarak değerlendirilebilir olmasıdır.

Heterojen bir soğurucu poli enerjik diverje koşullarda fourier dönüşümünün hız avantajından faydalanmak için doğru hesap yapamama pahasına bazı yaklaşımlar tanıtılmıştır. Lateral elektron transferi etkileri de FFT yaklaşımına dahil edilebilir.

Süperpozisyon metodunun uygulanabilirliği bir foton demeti, bir elektron demeti ve bir dizi brakiterapi kaynağı için şekil 2.22'de gösterilmektedir.



Şekil 2.21. 6 MeV enerjili foton nokta kerneli, yoğunluk ölçekleme yöntemi kullanılarak doku yoğunluk değişimi için düzeltilmiştir (Van Dyk 1999).

$$\Phi \otimes K = D$$

(a) Photon Beam



(b) Electron Beam



(c) Brachytherapy



Şekil 2.22. Evrensel süperpozisyon ilkesi. a. Foton demeti. b. elektron demeti. c. brakiterapi kaynağı (Van Dyk 1999).

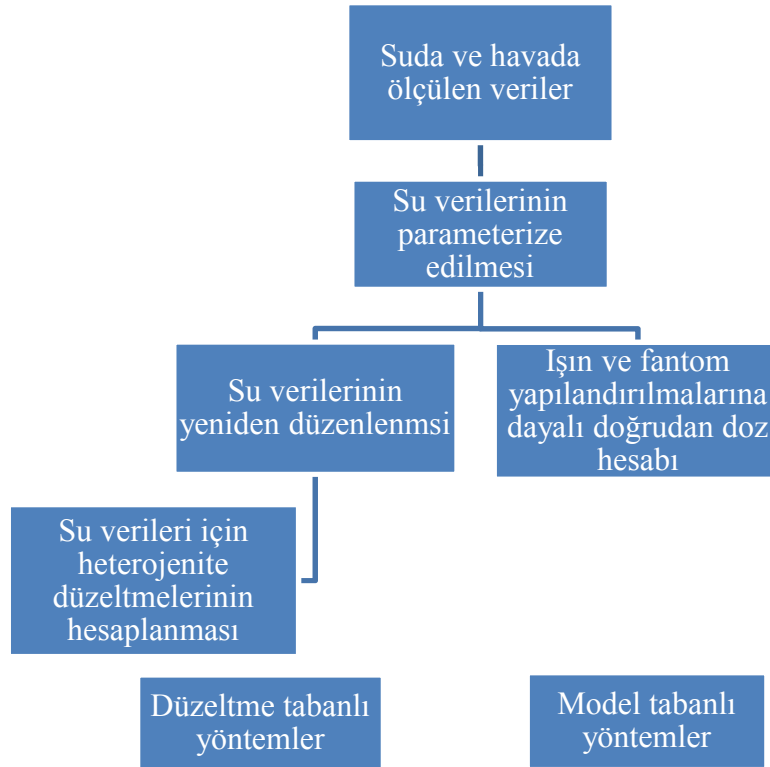
Şekil 2.22.a'da gösterildiği gibi foton demeti için soğurucunun her noktası saçılan bir radyasyon kaynağıdır. Kaynak yoğunluğu birincil fotonların üstel olarak zayıflamasıdır. Şekil 2.22.b'deki gibi elektron demetleri için birincil elektron akısı; soğurucu ve pencil beam kernellerinin yüzeyi ile sınırlıdır (Van Dyk 1999).

- **Monte Carlo Metodu**

İntegrasyon, Monte Carlo tekniği olarak bilinen örnekleme yöntemi ile yapılabilir. Bu teknik çok sayıdaki parçacığı tek tek simüle eder. Soğurulan enerjinin yüklü parçacıklarının zikzak yaparak geçtiği vokseller doku vokselleri olarak kabul edilir. Yaklaşık olarak 10^6 - 10^7 birincil foton geçmişi simüle edildikten sonra doz değeri $D(x,y,z)$; her bir vokselde istatistiksel olarak kabul edilebilir bir sonuca ulaşılır. Bu integrasyon yöntemi kernel tabanlı yöntemlere göre daha az verimli olmasına rağmen karmaşıklığın daha geniş bir yelpazede (özellikle heterojen doku içinde) dikkate alınmasını sağlar. EGS4 Monte Carlo kodu, saçılan kernel verilerinin oluşturulmasında, linaktan çıkan radyasyonun simülasyonunda ve algoritma yaklaşımlarının performansını test etmek için temel verileri sağlayan paha biçilmez bir araç olmuştur. TPS için doğrudan Monte Carlo yönteminin kullanılması doz hesaplama açısından büyük bir gelişme olacaktır (Van Dyk 1999).

- **Belirli doz hesaplama algoritmaları**

Şekil 2.23'te gösterildiği gibi iki yaklaşım ele alınmıştır.



Şekil 2.23. Doz hesaplama algoritmaları için iki yaklaşım (Van Dyk 1999).

Düzeltilme tabanlı modellerde, başlangıç noktası; doku yoğunluğu hesabı için tanıtılan ikincil düzeltmeler ile tüm soğurucu için doz dağılımıdır. Model tabanlı yöntemlerde saçılma fiziki temelleri çok daha fazla kullanılır ve soğurucudaki doz dağılımı artık önkoşuldur.

- **Düzeltilme tabanlı metodlar**

Doku heterojenitesi için düzeltilmiş doz dağılımı aşağıdaki gibi verilir.

$$D_{inhom}(x, y, z) = ICF(x, y, z) \times D_{H_2O}(x, y, z) \quad (2.18)$$

D_{inhom}: Heterojen doku içindeki doz dağılımı.

ICF: Heterojenite düzeltme faktörü.

D_{H2O}: Homojen bir soğurucu olan sudaki doz dağılımı.

Bu yaklaşımın avantajı doz dağılımının kademeli olarak kullanılan iki bağımsız algoritma aracılığıyla hesaplanabilir olmasıdır. Hesaplama probleminin çözümünde sudaki doz dağılımının önceden tahmin edilmesinde kullanılabilen hızlı bir metottur. Pertürbasyon metodu lokal ICF faktörlerini kullanarak sudaki doz dağılımını düzeltmek için kullanılır. Doku konturları ve ortalama yoğunluğa dayanan bu faktörleri hesaplamak için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu teknikler özellikle su eşdeğeri veya efektif yol uzunluğunu (d') esas almaktadır. Efektif yol uzunluğunun kullanımı radyasyonun birincil akısının doğru bir doz noktasına ulaşmasını sağlar. Ancak bu yaklaşımda saçılım bileşenlerinin dolaylı olarak ayarlanması yöntemin sınırlamalarından biridir.

Güç kanunu yönteminde (d₁, d₂) ilgili noktalarda inhomojenite yakınlığı dikkate alınır, böylelikle akciğer gibi bölgelerde doz hesaplama doğruluğu artırılır.

Kappas ve Rosenwald heterojenite düzeltmeleri için 3 boyutlu ışın çıkarma yöntemini geliştirdi.

Sontag ve Cunningham doku yoğunluk değişimi hesabı için TAR algoritmasının oranında değişiklik yaparak üç boyutlu eşdeğer TAR (ETAR) algoritmasını tanıttı. Bu uygulama ilgili düzlemden yanal mesafede (Z_{eff}) konumlandırılmış bir sanal saçılma dilimine heterojen hacim sıkıştırılması nedeniyle 2,5 boyutlu yöntem olarak adlandırılmıştır. Son uygulamalarda dilim daraltma prosedürü kaçınılmaz olmuştur. Ayrıca değişmeyen saçılma kerneli varsayılarak (w_{ijk}); fourier dönüşümü daha verimli dağılım integrasyonu gerçekleştirmek için uygulanmıştır.

- **Model tabanlı yöntemler**

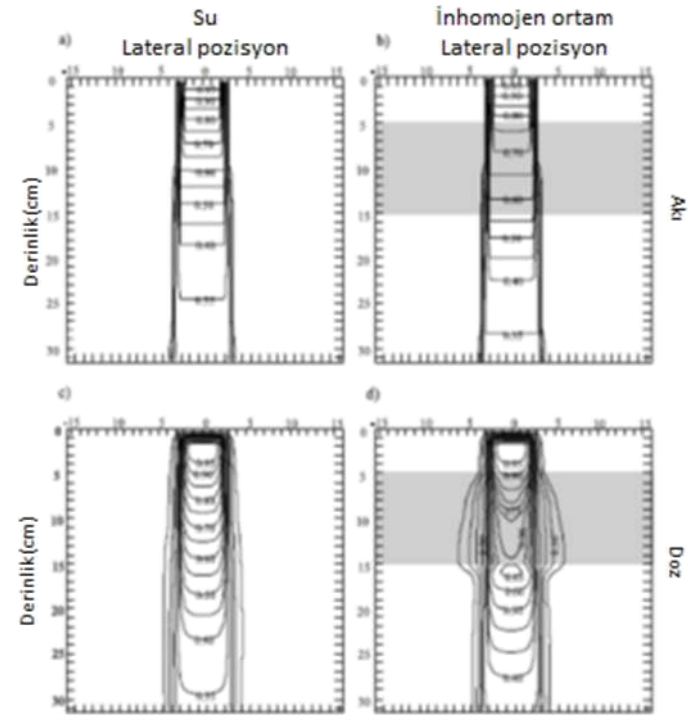
Model tabanlı yöntemler, önkoşul olarak sudaki doz dağılımı olmadan ilk ilkelerden doğrudan dozu D(x,y,z) hesaplama potansiyeline sahiptir. Eğer birincil ışımının özellikleri bilinirse, doku vokselleri boyunca radyasyon transferi daha açık anlaşılır. Diferansiyel saçılım-hava oranı (dSAR) yöntemi küçük bir doku heterojenitesi varlığında doz hesabı için neredeyse 50 yıl önce önerilmişti. Her vokselin saçılma gücü

suda ölçülen diferansiyel saçılım-hava oranlarına dayanır. Fakat toplam saçılımın doğruluğunun kabul edilmesi sebebiyle bir tek ışın saçılım izleme modeli uygulanmıştır.

Delta Volume yöntemi çok daha gelişmiş olmasına rağmen dSAR yönteminden oluşturulmuştur. Bu teknikte, hava dolu bir vokselin etkisi özel dozimetri araçları kullanılarak su içinde ölçülmüştür. Bu yöntem voksel çiftleri arasında ışın takibinin hesaplama zorluğu ve radyasyon veri tabanı için gerekli olan bilgilerin ölçüm zorluğu nedeniyle uygulamaya geçmemiştir. Saçılan kerneller tepki fonksiyonları olarak kabul edilip ve bu etki-tepki analizi de fotonlar tarafından oluşturulan birincil elektronlar içinde geçerli olduğu fark edilince model tabanlı algoritmalarda paradigma kayması olmuştur. Bu önceki tüm yöntemlerin (Monte Carlo olmayan) temel sınırlama sorununu (dar foton demetleri ya da yoğunluğu süresiz olan herhangi bir ışındaki lateral elektron dengesizliği sorunu) çözme olasılığını sağladı.

• Lateral elektron dengesizliği

Çoğu foton algoritmasında birincil fotonların, elektronların harekete geçtiği yerde soğurulduğu varsayılmaktadır. Bu varsayım özellikle düşük yoğunluklu dokuda birkaç cm'lik elektron hareketini başlatan yüksek enerjili X-ışınlarında zayıflamaktadır. Örneğin küçük alanlı bir X-ışınına maruz kalan (5 cm) akciğerdeki doz, % 10 oranında bir artış olmasını bekleyen geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında aslında yaklaşık olarak % 10 oranında azaldığı görülür. Bu etki şekil 2.24'te gösterilmektedir.



Şekil 2.24. Bir su fantomu ve içine mantar parçası yerleştirilmiş kesitsel fantomda 5 MeV enerjili foton ($5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanlı) demeti için AKI ve DOZ dağılımları. a. Su fantomunda akı dağılımı. b. Su-mantar-su fantomunda akı dağılımı. c. Su fantomunda doz dağılımı. d. Su-mantar-su fantomunda doz dağılımı.

Geleneksel yöntemlerle tahmin edildiği gibi ters yönde hareket sırasında toplam doz ve birincil akı arasında önemli farklar bulunmaktadır. Birincil foton akısı ve birincil saçılan kerneli açıkça ayırmak kullanılan algoritmalar için avantaj sağlamaktadır. Bu ayırım olmadan doku ara yüzlerindeki birincil foton akısı ve build up ve build down bölgelerinde soğurulan doz arasındaki tutarsızlıklar sadece deneysel yöntemlerle çözülebilir (Van Dyk 1999).

2.6. Monitor Unit Hesaplama Yöntemleri

2.6.1. SSD tekniği için Monitor Unit hesabı

Yüzde derin doz SSD tekniği ile yapılan hesaplamalar için uygun bir niceliktir. Cihazlar genellikle referans alan boyutunda $10 \times 10 \text{ cm}^2$ referans derinlikte maksimum derinlikteki doz $1 \text{ cGy} = 1 \text{ MU}$ olacak şekilde kalibre edilir. S_c faktörlerinin kaynak eşmerkez mesafesinde tanımlanan kolimatör alan boyutları ile ilgili olduğunu varsayarak, herhangi bir SSD yüzeyinde r alan boyutunda d derinliğinde belirli bir tümör dozu (TD) verilmesi için gerekli MU denklem (2.15) ile verilmektedir (Khan 2010).

$$MU = \frac{TD \cdot 100}{K \cdot (\%DD)_d \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r) \cdot (SSD \text{ faktörü})} \quad (2.15)$$

K: MU başına 1 cGy

r_c : Kolimatör alan boyutu.

$$r_c = r \cdot \left(\frac{SAD}{SSD} \right) \quad (2.16)$$

$$SSD \text{ faktörü} = \left(\frac{SCD}{SSD + t_0} \right)^2 \quad (2.17)$$

t_0 : Kalibrasyonun yapıldığı referans derinlik.

2.6.2. SAD tekniği için Monitor Unit hesabı

TMR izomerkez tekniği ile yapılan dozimetrik hesaplamalar için tercih edilen bir niceliktir. Cihaz $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için maksimum doz derinliğinde $1 \text{ cGy} = 1 \text{ MU}$ olacak şekilde kalibre edildiği için d derinliğine uygulanacak izomerkez dozuna (ID) karşılık gelen MU denklem (2.18) ile hesaplanmaktadır (Khan 2010).

$$MU = \frac{ID}{K \cdot TMR(d, r_d) \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot (SAD \text{ faktörü})} \quad (2.18)$$

$$SAD \text{ faktörü} = \left(\frac{SCD}{SAD} \right)^2 \quad (2.19)$$

2.6.3. MU doğrulama yazılımları

MU doğrulama yazılımları TPS tarafından hesaplanan MU'yu kontrol etmek amacıyla TPS'ten bağımsız olarak MU hesabı yapmaktadır. Hasta bazlı kalite kontrolde önemli bir yere sahiptir. MU doğrulama yazılımları da tıpkı TPS'ler gibi model tabanlı doz hesaplama algoritmalarına sahip olabileceği gibi basit hesaplamalar ile MU hesabı da yapabilmektedir. MU doğrulama yazılımlarının kullanımı radyoterapi uygulamalarında belirsizliği azaltmakla birlikte TPS'ten kaynaklanan radyasyon kazalarını da önleyebilmektedir. Günümüzde kolay kullanıma sahip, medikal fizik uzmanı tarafından elle veri girişi yapılmadan plan bilgilerinin iletişim ağı aracılığıyla direk aktarıldığı MU doğrulama yazılımları mevcuttur. Böylelikle kullanıcının hatalı giriş yapmasının önüne geçilmekle beraber iş yükünün artmasına da neden olmamaktadır. Model tabanlı doz hesaplama algoritmalarına sahip yazılımlar tıpkı TPS gibi modelleme için cihazın geometrik ve dozimetrik verilerine ihtiyaç duyar. Bu nedenle TPS'teki gibi kabul testlerinin yapıldıktan sonra klinik kullanıma geçilmelidir.

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Materyal

3.1.1. Elekta Synergy Platform Agility lineer hızlandırıcı

Çalışmada Elekta marka Synergy Platform model Agility kafa yapısına sahip lineer hızlandırıcı cihazı kullanıldı. Cihaz 6 ve 15 MV fotonların yanı sıra 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV elektron enerjilerini üretebilmektedir.

Cihazın çok yapraklı kolimatör yapısı 160 adet liften oluşmakta olup her bir lif eşmerkezde 0,5 cm genişliğindedir. Maksimum alan eşmerkezde 40x40 cm² büyüklüğündedir. Liflerin pozisyon doğruluğu “Rubicon” optik teknolojisi ile sağlanmaktadır. Lif geçirgenliği ve sızıntısı yaklaşık olarak % 0,5’tir. Efektif lif hızı 65 mm/s’dir (Elekta 2014). Şekil 3.1’de Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı gösterilmektedir.



Şekil 3.1. Elekta Synergy Platform model Agility kafa lineer hızlandırıcı cihazı.

Tedavi masasının boyutları yaklaşık en ve boy olarak sırasıyla 53 cm ve 180 cm olup toplam kalınlığı 5 cm’dir. İç tabakası köpükten dış tabakası ise Karbon fiber kılıftan oluşmaktadır (Şekil 3.16).

3.1.2. IBA CC13, FC65-P iyon odaları ve Dose1 elektrometre

Silindir biçimli kompakt (CC13) ve Farmer (FC65-P) tip iyon odalarının özellikleri sırasıyla çizelge 3.1 ve 3.2’de verilmektedir. Bu iyon odaları ile suda, katı su fantomunda ve özel başlıkla birlikte havada da radyasyon ölçümleri yapılabilir. Radyoterapide proton, elektron ve foton demetleri için mutlak ve rölatif ölçümlerde kullanılabilir. Farmer tip iyon odası günlük kalite kontrol ölçümlerinde sıklıkla kullanılmaktadır (IBA 2014). Çizelge 3.1’de CC13 iyon odasının ve çizelge 3.2’de ise

FC65-P iyon odasının teknik özellikleri verilmektedir. Şekil 3.2’de CC13 ve şekil 3.3’te ise FC65-P iyon odaları gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. CC13 kompakt iyon odası teknik özellikleri.

Kavite hacmi	Kavite uzunluğu	Kavite yarıçapı	Duvar materyali	Duvar kalınlığı	Merkezi elektrot materyali	Suda kullanım
0,13 cm ³	5,8 mm	3,0 mm	C552	0,07 g/cm ²	C552	Evet

Çizelge 3.2. FC65-P iyon odası teknik özellikleri.

Kavite hacmi	Kavite uzunluğu	Kavite yarıçapı	Duvar materyali	Duvar kalınlığı	Merkezi elektrot materyali	Suda kullanım
0,65 cm ³	23,1 mm	3,1 mm	Delrin	0,07 g/cm ²	C552	Evet



Şekil 3.2. CC13 kompakt iyon odası.



Şekil 3.3. FC65-P iyon odası.

Elektrometre soğurma doz ölçümleri için iyon odaları ve yarı iletken dedektörler ile birlikte kullanılır. Doz, doz hızı, yük, akım, monitör unit başına doz olarak okuma alınabilmektedir. Sayısal veriler ve grafikler dijital ekrandan alınmaktadır (IBA 2014). Şekil 3.4’te Dose1 gösterilmektedir.

Çalışmada bu dozimetrik sistemler rölatif ve mutlak doz ölçümlerinde kullanılmıştır.



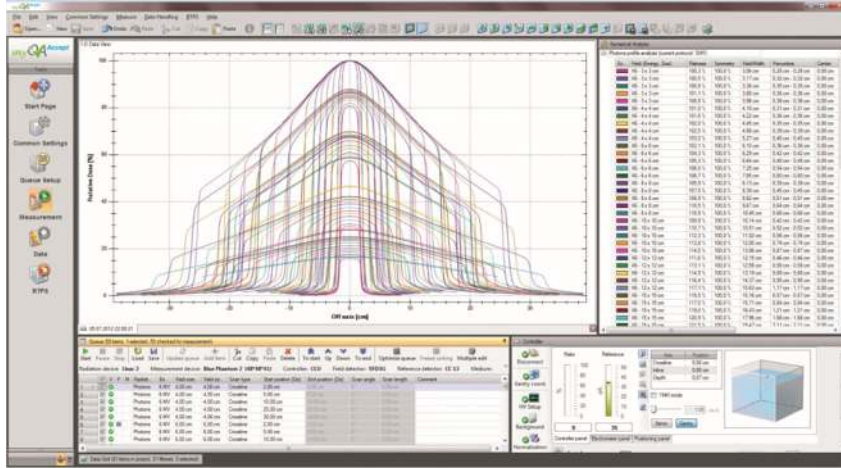
Şekil 3.4. Dose 1 elektrometre.

3.1.3. IBA Blue Phantom² su fantomu ve I'mRT fantomu

Blue phantom² su fantomu OmniPro-Accept yazılımı, CCU tip elektrometre ve iyon odaları ya da diyot gibi detektörlerle birlikte kullanılır. Doz profili, yüzde derin doz ve verim ölçümleri yapılır. İyon odasının hareketi yazılım ile kontrol edilmekte ve istenilen ölçüm konumları sisteme aktararak ölçüm otomatik olarak yapılabilir. Şekil 3.5'te Blue phantom² su fantomu ve şekil 3.6'da OmniPro-Accept yazılımının kullanıcı ara yüzü gösterilmektedir.



Şekil 3.5. IBA Blue Phantom² su fantomu.



Şekil 3.6. IBA su fantomunun OmniPro-Accept yazılımının kullanıcı arayüzü.

Şekil 3.7’de I’^mRT katı su fantomu gösterilmektedir. Fantom su eşdeğeri RW3 materyalinden üretilmiştir ve yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$ ’tür. İnsan vücudunun gövde tasarımına sahip olduğu için tedavi planlarının mutlak doz doğrulamasında kullanılır. İyon odalarının boyutuna göre doz ölçümü için özel plakalar mevcuttur. Film ile ölçüm yapılmasına uygun bir tasarıma sahiptir (IBA 2014).

Bu sistemler rölatif ve mutlak doz ölçümlerinde kullanıldı.



Şekil 3.7. I’^mRT katı su fantomu.

3.1.4. Philips Brilliance Big Bore Oncology bilgisayarlı tomografi

Philips Brilliance Big Bore Oncology bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılarak I'mRT katı su fantomunun kesitsel görüntüleri elde edildi.

Üçüncü kuşak kategorisinde olan bu BT cihazı radyasyon onkolojisine uygun olarak tasarlanıp 85 cm çapında gantry açıklığına, 60 cm pencere açıklığına ve 16 detektöre sahiptir.

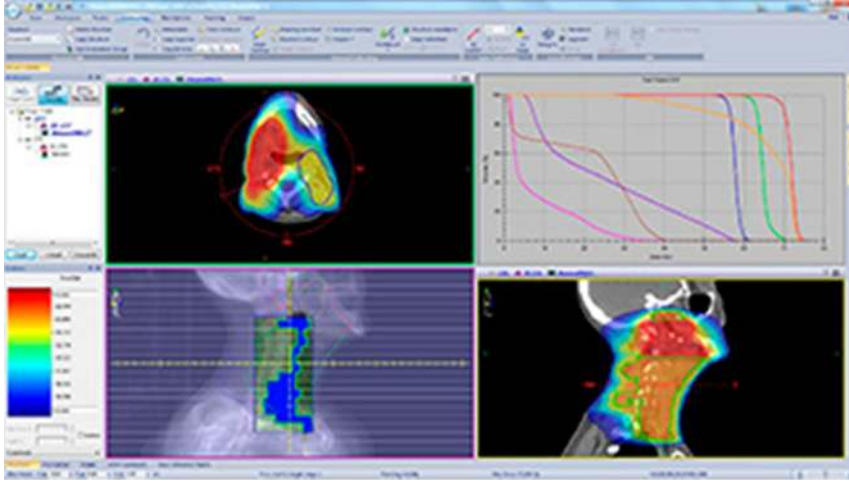
Görüntüleme işlemi sonrasında BT konsolu aracılığıyla tümör merkezini belirleme özelliğine sahiptir. Ortopedik implantların yarattığı art efektleri azaltabilen O-MAR özelliği bulunmaktadır. Boyuna (longitudinal) doz modülasyon (Z-DOM) özelliği ile tüp akımını otomatik olarak kontrol ederek hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu azaltmaktadır. Bu özellik tarama uzunluğu boyunca omuz ve pelvis gibi dozu zayıflatıcı bölgelerde tüp akımı otomatik olarak artırılırken boyun ve ayak gibi bölgelerde tüp akımı azaltılarak sağlanmaktadır. Ancak RT için bu özelliğin kullanımı HU verilerinin değişimine neden olmaktadır. Şekil 3.8'de Philips Brilliance Big Bore Oncology bilgisayarlı tomografi cihazı gösterilmektedir.



Şekil 3.8. Philips Brilliance Big Bore Oncology bilgisayarlı tomografi cihazı.

3.1.5. CMS Monaco konturlama sistemi

Bu sistem kullanılarak BT'den elde edilen aksiyel kesit görüntüleri üzerine yapı ve organların çeşitli çizim teknikleri ile konturlanması sağlanır. Ayrıca bazı konturlama sistemlerinde sabitleme araç gereçleri ve tedavi masası gibi hasta dışında yer alan yapılar elle ya da sistemin kayıtlarında bulunan standart modeller seçilerek konturları oluşturulabilir. Çalışmada CMS Monaco konturlama sistemi kullanıldı. Şekil 3.9'da CMS Monaco konturlama sisteminin kullanıcı arayüzü gösterilmektedir.

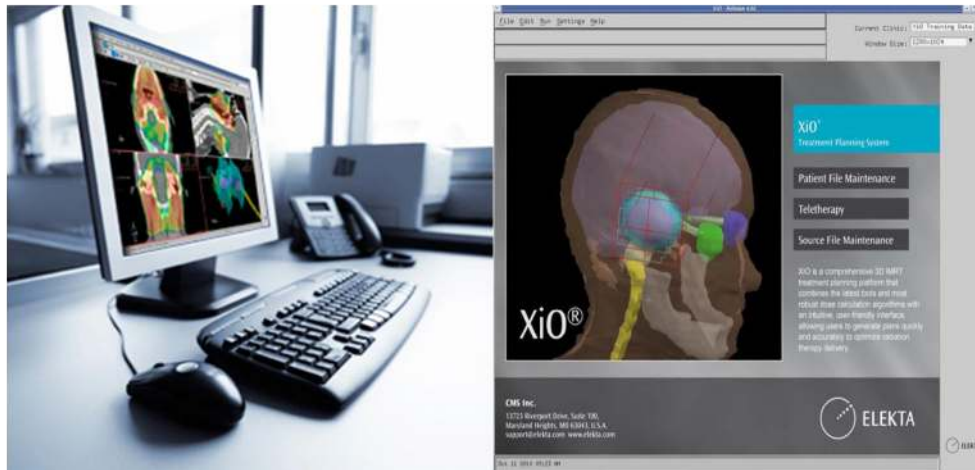


Şekil 3.9. CMS Monaco kontrolleme sistemi kullanıcı arayüzü.

3.1.6. CMS XIO tedavi planlama sistemi

XIO TPS ile konformal, çok yapraklı lif tabanlı yoğunluk ayarlı radyoterapi ve kompensatör tabanlı yoğunluk ayarlı radyoterapinin yanı sıra brakiterapi tedavi planları oluşturulabilmektedir. Ayrıca daha gelişmiş olan dinamik konformal ark ve stereotaktik tekniklerini de desteklemektedir.

XIO TPS'te “Fast Fourier Transform Convolution”, “MultiGrid Superposition”, “Fast Superposition” ve elektron “Monte Carlo” gibi doz hesaplama algoritmaları bulunmaktadır. Kullanıcı istediği doz hesaplama algoritmasını tercih edebilmektedir (Elekta 2014). Ayrıca XIO tedavi planlama sistemi “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımını da içermektedir. Çalışmada XIO TPS kullanıldı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10 CMS XIO tedavi planlama sistemi ve yazılımın kullanıcı arayüzü.

3.1.7. “XIO Standalone” Monitor Unit doğrulama yazılımı

“XIO Standalone” MU doğrulama yazılımı XIO tedavi planlama sisteminin sahip olduğu demet verilerini kullanmaktadır. Ancak MU hesabını TPS’ten bağımsız olarak basit bir formülle kısa sürede yapabilmektedir. Çalışmada bu yazılımdan yararlanıldı. Yazılımın kullandığı hesaplama metodu denklem 3.1 ve 3.2’de gösterilmektedir.

$$Doz\ hızı = \frac{D_p(d,l;fd,fco,ba;r,th,s)}{MU} \quad (3.1)$$

$$= \frac{\frac{Dc(dc;ec;0,sc)}{MU}}{BSF(ec)} * \frac{(sc)^2}{(SSD+d)^2} * Tray\ f.* MISC\ f.* K.f.(;r,th) * TAR(d;fd,fco,ba;r,th) \quad (3.2)$$

Denklemdaki parametreler aşağıda açıklanmaktadır.

Dc(dc;ec;0,sc) / MU: Kaynak kalibrasyon mesafesinde açık alan radyasyon dozu.

BSF(ec): Kaynak kalibrasyon mesafesinde açık alan geri saçılma faktörü.

sc: Kaynak kalibrasyon mesafesi.

K. F. (;r,th): Belirli bir SSD’de şekillendirilmiş kama faktörü.

TAR(dg;fdg,fco,bg;r,th): Maksimum doz noktasındaki şekillendirilmiş alan için doku hava oranı.

3.2. Metot

Bu çalışmada Samsun Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde bulunan Elekta Synergy Platform Agility lineer hızlandırıcı cihazı, TPS ve dozimetrik araçlar kullanıldı. Linak cihazının 6 ve 15 MV foton enerjileri için ölçülmüş demet verileri ile TPS’te oluşturulan ve kabul testleri yapılmış olan demet modelleri kullanıldı.

Çalışmada ilk olarak kullanılacak “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımının 6 ve 15 MV enerjili foton demetlerinin kabul testleri uluslararası protokollere uygun olarak yapıldı. MU doğrulama yazılımından elde edilen veriler su fantomunda CC13 iyon odası kullanılarak yapılan ölçüm sonuçları ile karşılaştırıldı. Daha sonra CMS XIO TPS’te hastalar için kurgulanan altı alanlı konformal tedavi planı I’ mRT fantomuna uygulanarak demetlerin MU’ları hesaplatıldı. Ayrıca tedavi masasının soğurma etkisini görmek için oluşturulan bu plan üzerine tedavi masası ilave edilerek daha önce elde edilen MU’lar için yeniden doz hesaplatıldı. Planların doz kontrolleri “XIO Standalone” yazılım sonuçları ve I’ mRT fantomunda FC65-P iyon odası ölçümleri ile yapıldı.

3.2.1 “XIO Standalone” için kabul testleri

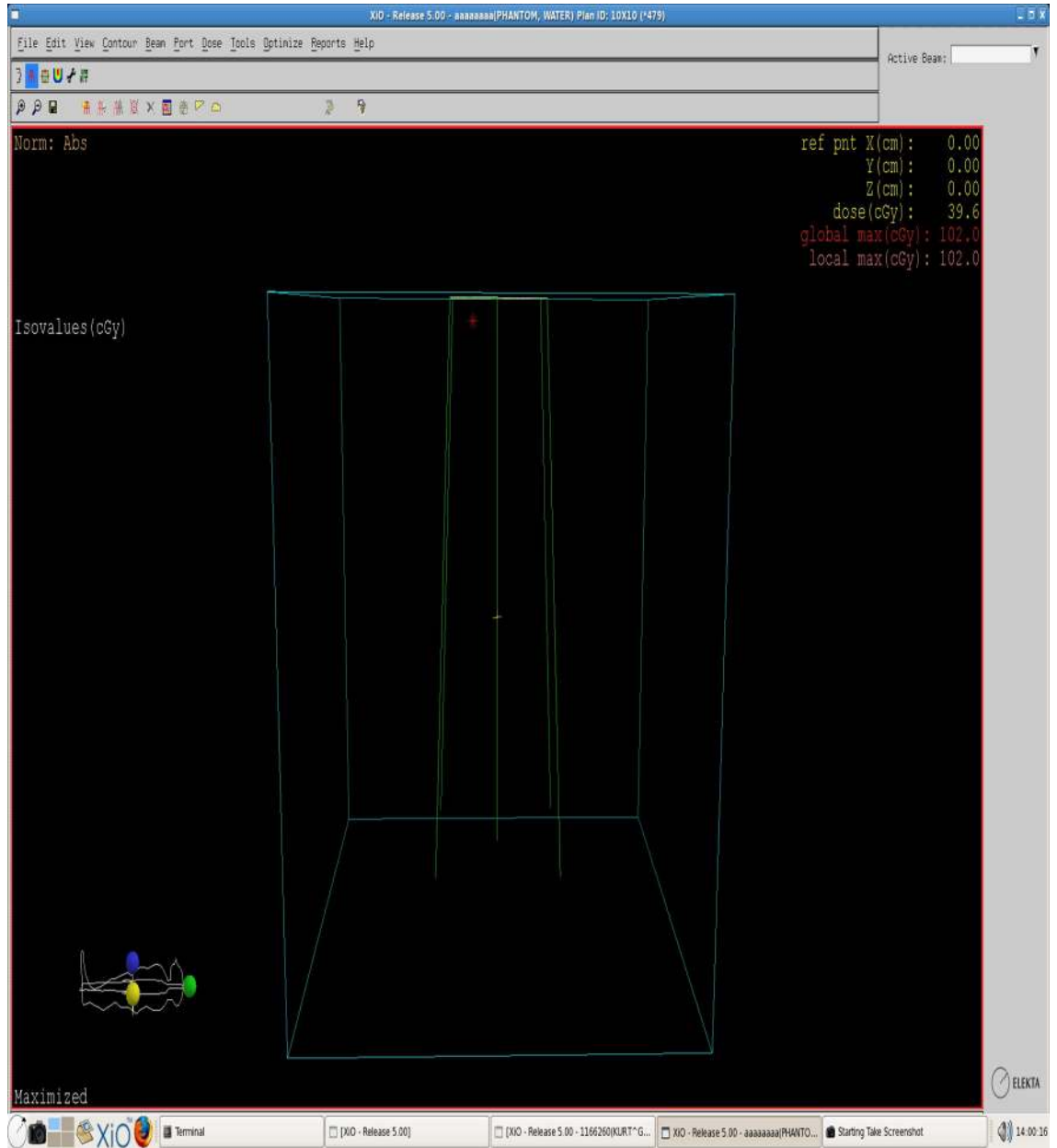
MU doğrulama yazılımının basit geometrilere sahip radyasyon demetleri ile her bir enerji için kabul testlerinin yapılması gerekmektedir.

Çalışmada yer alan iyon odaları için kullanıcı faktörleri bulundu. Ölçümlere sıcaklık basınç etkisinin düzeltilmesi dahil edildi. Tedavi cihazının kalibrasyon işlemleri 6 ve 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm² kare alanda ve maksimum doz

derinliklerinde (sırasıyla 1,6 cm ve 2,8 cm) 100 cGy'e karşılık 100 MU olacak şekilde suda gerçekleştirildi.

3.2.1.1. TPS'te alanların oluşturulması ve doz hesaplaması

CMS XIO tedavi planlama sisteminde 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm² kare açık alanlar ile 4 cm x 20 cm, 10 cm x 40 cm, 2 cm x 20 cm asimetrik açık alanlar ve 4, 5, 10, 15, 20 cm² kare kamalı alanlar oluşturuldu. Bu alanlarda 100 MU karşılığındaki dozlar TPS'te oluşturulan su fantomu modelinde (Şekil 3.10) 6 MV enerjili foton demetleri için 1,6 (d_{max}), 5, 10, 15 cm ve 15 MV enerjili foton demetleri için 2,8 (d_{max}), 5, 10 ve 20 cm derinliklerinde SSD 100 cm için hesaplatıldı.



Şekil 3.11. TPS'te oluşturulan su fantomu modeli

3.2.1.2. MU doğrulaması

XIO TPS'in sahip olduğu "XIO Standalone" bağımsız MU doğrulama yazılımı (Şekil 3.12) ile TPS'te oluşturulan alanlar için yapılan MU doğrulaması birçok aşamadan oluşmaktadır. Bu yazılım, kullanıcıdan kliniğin ismi, hasta kimlik numarası, doktor ve medikal fizikçi gibi arşivleme açısından önemli bilgilerin girilmesine ihtiyaç duymaktadır. Ayrıca demet tanımı ve hastanın tedavi edilen anatomik bölgesi de girilebilmektedir. Makine ve enerjinin listeden seçimi aşamasında XIO TPS'te ilgili cihaz için modellenmiş olan enerji çağrılmaktadır. Çalışmada Elekta Synergy Platform Agility kafa için modellenmiş olan 6 MV ve 15 MV foton enerjileri seçildi. Tedavi tekniği seçimi SAD/SSD olarak kullanıcı tarafından girilmelidir. Kabul testlerinde SSD tekniği seçildi ve demetin kaynak cilt mesafesi olarak 100 cm girildi. Açık alan genişliklerinin enine ve boyuna (X,Y) ayrı ayrı girilmesi gerekmektedir. Yazılım eşdeğer açık alanı hesaplayabilmektedir ancak bu değer kullanıcı tarafından da girilebilir. Radyoterapide şekillenmiş alanlar çoklu yaprak ve/veya bloklarla şekillendirilebilmektedir. Yazılım hesaplama için bloklu eşdeğer alan bilgisine de ihtiyaç duymaktadır. Bu testlerde şekillendirilmiş alan kullanılmadığı için bloklu eşdeğer kare alanı ile eşdeğer açık alan büyüklükleri eşit girildi. Elektron demetleri elektron aplikatörleriyle uygulandığından dolayı bu yazılım elektron demetinin MU doğrulamasında, kullanılan aplikatörün seçimine ihtiyaç duymaktadır. Tedavi planlarında gerektiğinde kama filtreler demet düzenleyici olarak kullanılmaktadır, bu yüzden yazılımda da kullanılan kama filtrenin açısına ihtiyaç duymaktadır. Bu çalışmada kullanılan Linak cihazının dinamik kama filtreye sahip olması nedeniyle bütün kamalı alan testlerinde kama açısı 60 derece olarak seçildi. Bu açı için kama filtre faktörünü yazılım modelden alıp kullanılmaktadır. Bloklu alanlarda blok taşıyıcı tepsi (tray) kullanılması nedeniyle tepsinin soğurma etkisinin hesaba katılabilmesi için yazılım tepsi faktörü verisine ihtiyaç duymaktadır. Tepsi faktörü tepsinin kullanılmaması nedeniyle sisteme 1 olarak girildi. Yazılım, doğrulaması yapılacak demet için dozun uygulandığı derinlik bilgisine de ihtiyaç duymaktadır. Bu nedenle planlama sisteminde dozun hesaplatıldığı derinlikler her bir test için ayrı ayrı yazılıma girildi. TPR ve PSCF değerlerini yazılım cihazın kullanılan enerji modelinden almaktadır. Şu ana kadar girilmiş verilere bağlı olarak MU veya doz çıktısı elde edilebilmektedir. Eğer giriş doz değeri olursa çıktı MU olur ya da tam tersi de gerçekleşebilmektedir. Bu yazılım demetin merkezi ekseninde doz hesaplayamamaktadır. Bu nedenle planların kontrollerinde demetin merkezi ekseninde farklı derinlikler için TPS tarafından hesaplanan doza karşılık gelen MU çıktısı elde edildi. Kalite kontrol formu niteliğinde olan bu MU doğrulamaları kliniğin arşivinde yer alması gerektiği için onaylayan kişi ve kişilerin isimleri ve onay tarihi gibi bilgilerde yazılımda bulunmaktadır. Çalışmada 6 ve 15 MV foton enerjilerinde tüm alanlar ve tüm derinlikler için yazılımdan MU'lar elde edildi. Bu yazılımın kabulü için yazılımdan elde edilen MU'ların uyumluluğu su fantomunda yapılan radyasyon dozu ölçümleriyle test edildi.

SEAH Jan 25 2015 13:45:39 XIO Standalone Time/MU Release 5.00.01

Patient ID: Name: Physician:

Beam description: G60 Anatomical site:

Machine ID: 15X Energy: 15.00 MV Dmax depth (cm): Reference depth (cm): 10.0 Treatment distance (cm): 100.0 SAD SSD (cm): 83.3

Open field size (cm): Width 8.9 Length 8.5

Open eq. square (cm): 8.7 Blk. eq. square (cm): [7.1]

Cone size (cm): Cone cutoff factor:

Wedge ID: Wedge factor: Motor wdg. angle (deg): Tray factor: 1.000 Misc. correction factor: 1.000

Patient thickness (cm): Point depth (cm): 16.70

TAR/TPR/PDD: TPRxPSCPiba/PSCP(0) At point: 0.824x0.979/0.700 BSP: PSCP(0)/PSCP(ec): 0.700/0.993 Dose output: 0.897 cGy/MU SCD or SSD(output): 100.0 cm Point dose rate (open/wdg): 0.729 cGy/MU

Point dose (open/wdg): 32.82 cGy Dmax dose (open/wdg): Exit dose (open/wdg):

Rotational arc (deg): MU/deg or RPM (open/wdg): Comment:

Timer error (min): Time/MU (open/wdg): 45 MU

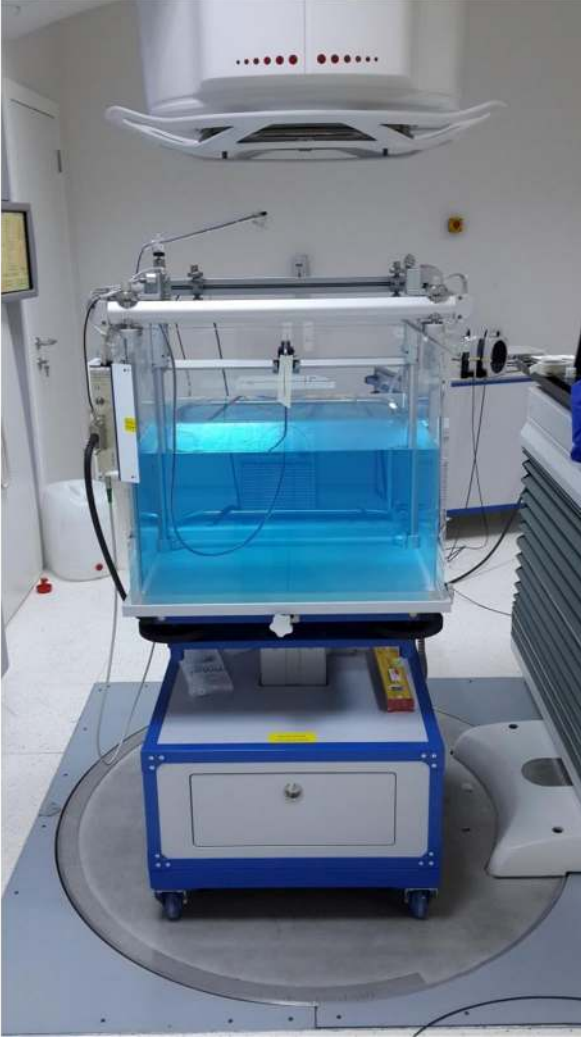
Accepted for clinical use: Date:

Data entry:

Şekil 3.12. “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımının kullanıcı ara yüzü.

3.2.1.3. IBA Blue Phantom² su fantomu ile yapılan ölçüm

Elekta marka Synergy Platform model Agility kafa lineer hızlandırıcı cihazında IBA blue phantom² su fantomu ve CC13 iyon odası ile birlikte Dose1 elektrometre kullanılarak daha önce bahsedilen ışınlama geometrisinde doz ölçüm düzeneği kuruldu. TPS’te oluşturulan her alan için dozun hesaplatıldığı derinliklerde 100 MU uygulanarak mutlak doz ölçümleri yapıldı. Şekil 3.13’te su fantomu ile kurulan ölçüm düzeneği gösterilmektedir.

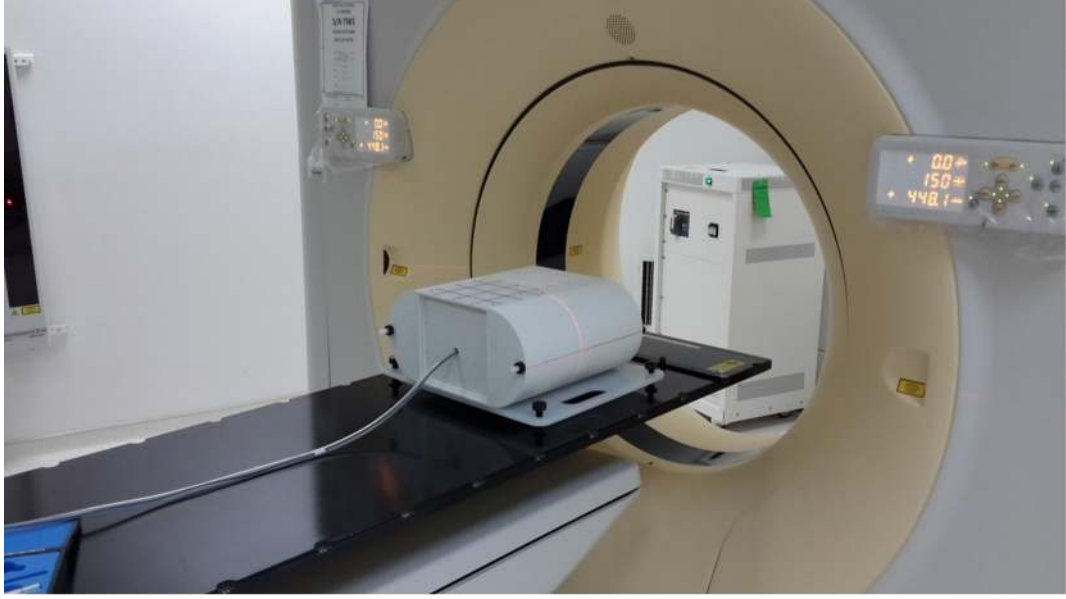


Şekil 3.13. IBA blue phantom² ile kurulan ölçüm düzeneği.

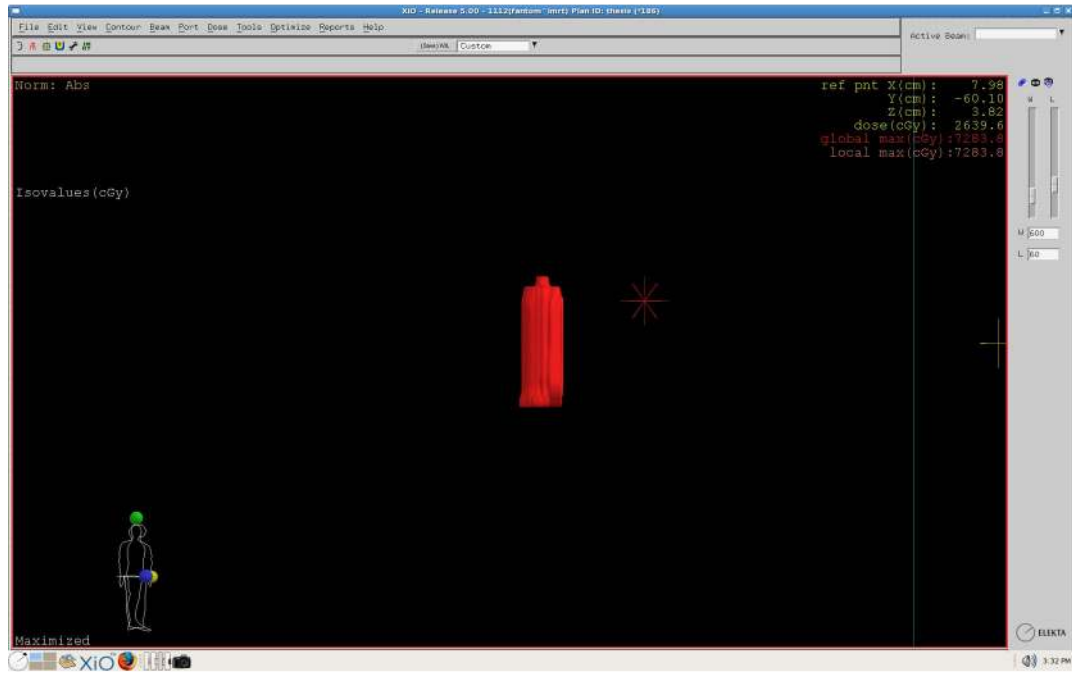
3.2.1.1 ile 3.2.1.3 arasında TPS’te, doğrulama yazılımında ve su fantomun da uygulanmış olan işlemlerden elde edilen çalışma sonuçları bulgular kısmında kare açık, asimetrik açık ve kare kamalı alanlar başlıkları altında değerlendirilmektedir.

3.2.2. IBA I’mRT fantomu için yapılan MU doğrulaması

IBA I’mRT fantomunun Philips Brilliance Big Bore BT’de 2 mm kesit kalınlığı ile kesit görüntüleri elde edildi (Şekil 3.14). Bu görüntüler Monaco konturlama sistemine gönderilip dış konturu ve FC65-P iyon odasının aktif hacmi konturlandı. Şekil 3.15’te FC65P’nin konturlanan aktif hacminin üç boyutlu gösterimi verilmektedir. Daha sonra plan yapılmak üzere XIO tedavi planlama sistemine gönderildi.



Şekil 3.14. I'mRT fantomunun iyon odası ile birlikte BT çekimi.

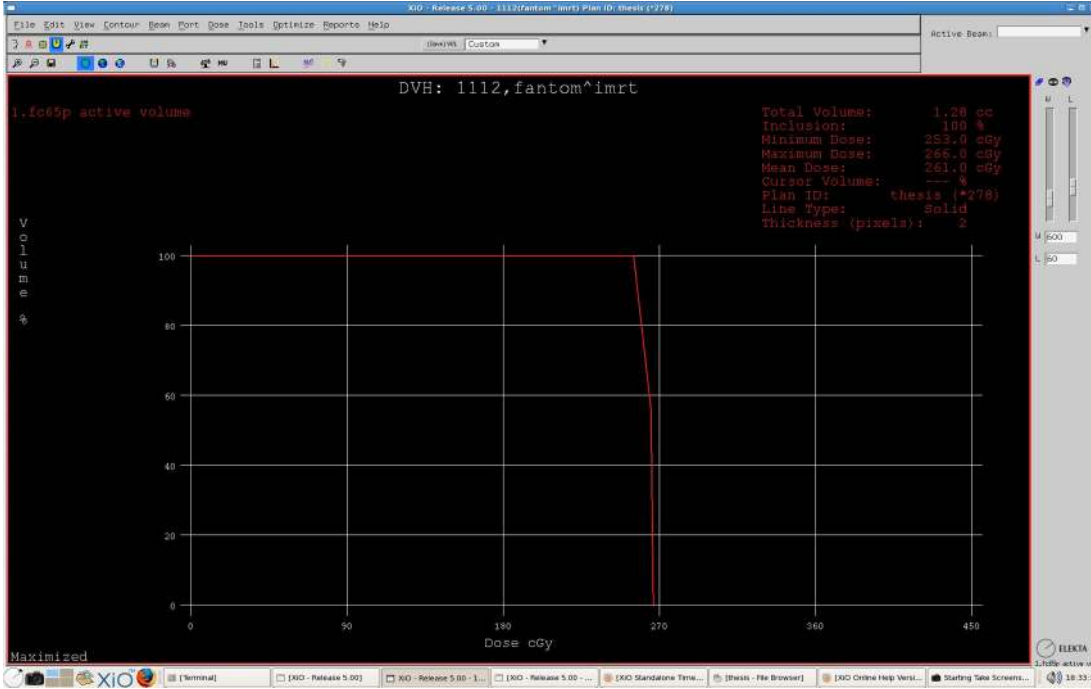


Şekil 3.15. Kontrolanan FC65-P'nin aktif hacminin TPS'te 3 boyutlu gösterimi.

3.2.2.1. TPS'te I'mRT fantomunda altı alanlı konformal plan

Çalışmada prostat hastası için önceden hazırlanmış olan altı alanlı konformal tedavi planı kullanıldı. TPS'te yer alan bu planın demetlerinin gantry açıları 60, 90, 120, 240, 270 ve 300 derece olup enerjisi 15 MV'dir. Eşmerkez olarak iyon odasının aktif hacminin merkezi seçilen plan demetleri I'mRT fantomuya uygulandı ve fraksiyon başına doz (200 cGy) sabit tutularak TPS'te I'mRT fantomu için MU hesaplandı. Bu plan 6 MV enerjisi için aynı MU ile yeniden planlanarak iki ayrı plan elde edildi.

Ölçüm ve MU doğrulamasında kolaylık sağlaması amacıyla planlarda demet başına aynı MU değerlerinin kullanımı tercih edildi. TPS’te her bir plan için iyon odasının aktif hacminin demet başına aldığı ortalama doz verisi, doz volüm histogramından (DVH) elde edildi. Bu doz verileri iyon odasıyla yapılacak ölçümlerden beklenen mutlak doz verisidir (Ek 1-3).



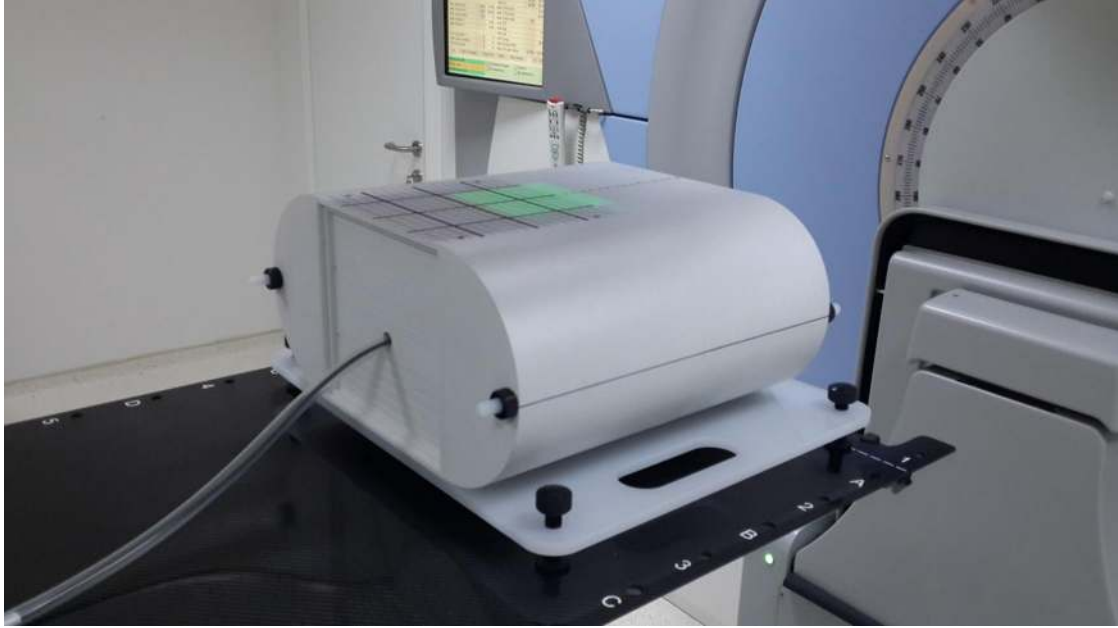
Şekil 3.16. FC65-P iyon odası için doz volüm histogramı.

3.2.2.2. I’mRT fantomunda yapılan plan için MU doğrulaması

TPS’te yapılan 6 MV ve 15 MV foton enerjili planların her demeti için MU doğrulaması yazılımının ihtiyaç duyduğu bilgiler bulundu. Planlar SAD tekniği ile yapıldığı için “XIO Standalone”da SAD tekniği seçildi. Her demet için eşdeğer açık alan olarak kolimatör açıklığı ve eşdeğer bloklu alan olarak da çok yapraklarla şekillendirilmiş alan boyutu girildi. Ayrıca SSD değeri olarak TPS ile hesaplanan efektif SSD değerleri girildi. TPS ve Standalone yazılımının ölçümle birlikte değerlendirilirken kolaylık olması amacıyla TPS tarafından demet başına hesaplanan MU Standalone yazılımına girilerek doz hesabı yaptırıldı (Ek 4,5).

3.2.2.3. I’mRT fantomunda FC65-P iyon odası ile doz ölçümü

Bu aşamada iki farklı foton enerjisi (6 ve 15 MV) için oluşturulan planlar için doz ölçümleri planlandı. TPS’te oluşturulan plan demetleri lineer hızlandırıcıda uygulanmak amacıyla bilgi aktarım yazılımına (Mosaiq) gönderildi. I’mRT fantomunda yapılmış olan planın eşmerkezi lineer hızlandırıcı cihazının eşmerkezine göre ayarlandı. FC65-P iyon odası eşmerkeze yerleştirilerek Dose1 elektrometre bağlantısı sağlandı (Şekil 3.16). Her bir plan için altı demet olmak üzere on iki demetin ayrı ayrı doz (cGy) ölçümleri yapıldı. Ölçümlere basınç ve sıcaklık düzeltmesi dahil edildi. Ölçümler üç kez tekrarlanarak ortalamaları alındı.



Şekil 3.17. I'mRT fantomu ve FC-65P iyon odası ile kurulan ölçüm düzeneği.

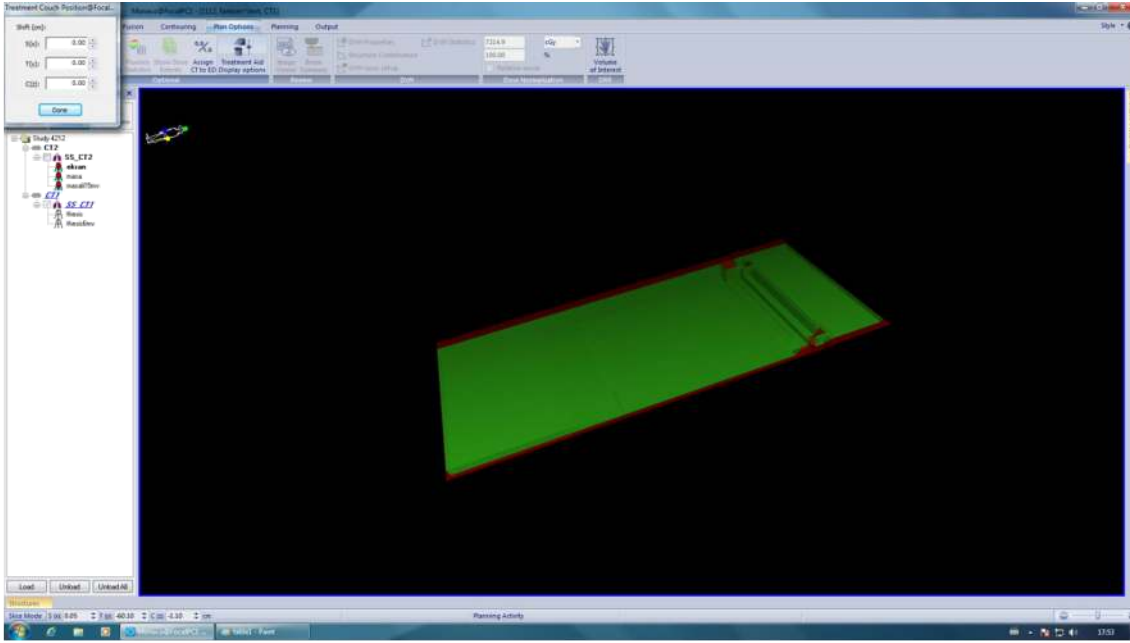
3.2.3. Konturlama sisteminde iBeam evo masa modelinin kullanımı

TPS'te oluşturulan planda tedavi cihazının kafasının tedavi masasının altında kaldığı açılarda masanın soğurma etkisinden dolayı TPS'te hesaplanan ve ölçümden elde edilen doz değerleri arasında fark beklenmektedir.

Gantry açıları 120° ve 240° aralığında olan demetlerde masanın soğurma etkisinden kaynaklandığı beklenen TPS ve ölçüm arasındaki doz farkını bulabilmek için Monaco konturlama sisteminde bulunan Elekta Sample masa modeli olan iBeam evo TPS'te sanal tedavi masası olarak kullanıldı (Şekil 3.17). Masa ekleme işlemi daha önce kullanılan BT görüntüsü üzerinde yapıldı ve farklı bir tedavi planı dosyası olarak kaydedildi.

3.2.3.1. Monaco konturlama sisteminde masanın konturlanması

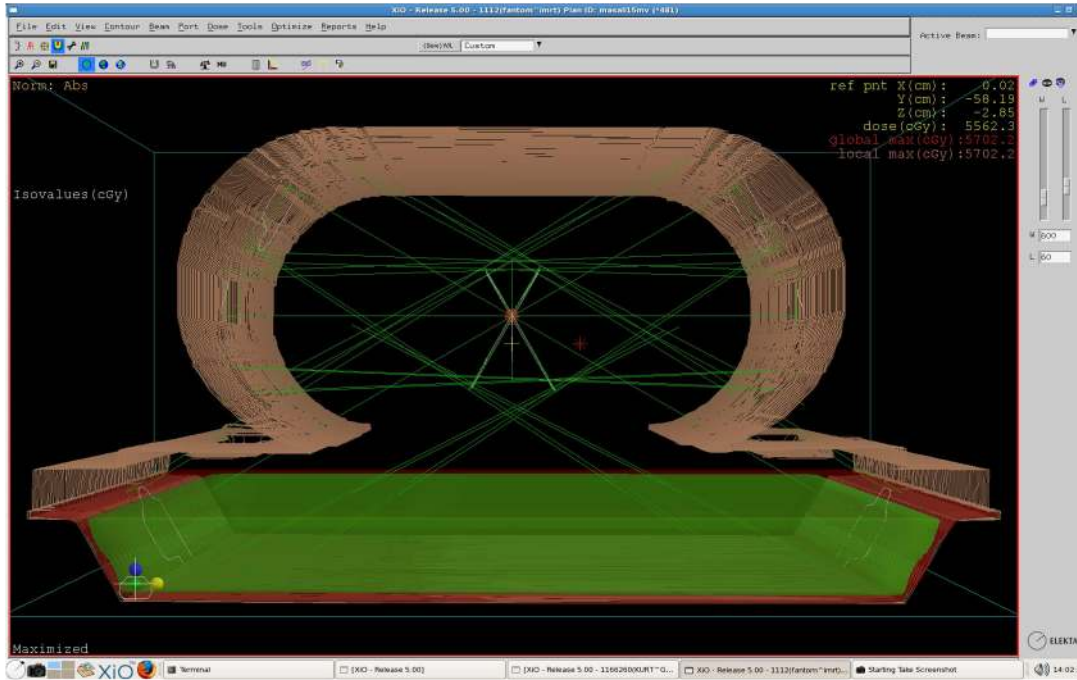
Monaco'da plan opsiyon sekmesinde bulunan hazır masa modellerinden çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcının sahip olduğu tedavi masasıyla uyumlu olan masa modeli seçilerek sisteme eklendi ve masanın pozisyonu ayarlandı. Elektron yoğunluk değerleri olarak iç köpük tabakası için $0,1 \text{ g/cm}^2$; dış karbon tabaka için ise $0,55 \text{ g/cm}^2$ girildi (Roche vd 2014). XIO TPS'inde masanın hesaplama dahil edilmesi için masanın vücut konturuna dahil edilmesi gerekmektedir. Bu işlem Monaco konturlama sisteminde vücut konturuna otomatik ekleme komutuyla gerçekleştirildi. Daha sonra masa eklenmiş olan BT görüntüleri XIO TPS'ine yeniden doz hesaplatılması amacıyla gönderildi.



Şekil 3.18. Monaco Sisteminde kullanılan masa modeli.

3.2.3.2. TPS’te yeniden doz hesabının yapılması

Daha önceden 6 ve 15 MV foton enerjileri ile oluşturulan planlarda her demet için aynı MU değerleri girildikten sonra hiçbir parametresi değiştirilmeden TPS’e yeniden doz hesabı yaptırıldı. İyon odasının aktif hacminin ortalama dozu DVH’ten elde edildi (Ek 6-8).



Şekil 3.19. I’mRT fantomunda masanın dahil edildiği plan

3.2.3.3. Masa eklenen plan için MU doğrulaması

TPS'te masanın eklendiği planlarda uygulanan MU'lar her demet için "XIO Standalone" yazılımına tekrar girildi. Gantry açıları 120° ve 240° arasında olan demetlerde yeni efektif SSD değerleri girildi. Derinlik değeri de değiştiği için yeni değerler girildi. Masa eklenerek oluşturulan 6 ve 15 MV foton enerjili yeni planlarda yalnızca bu aralıktaki açılar için SSD ve buna bağlı olarak derinlik parametreleri değişmektedir. Yapılan doğrulamadan sonra elde edilen doz verileri hem doz ölçümleri hem de TPS'te hesaplanan doz sonuçları ile değerlendirildi (Ek 9,10).

4. BULGULAR

4.1. “XIO Standalone” için Kabul Testleri

4.1.1. TPS, “XIO Standalone” ve su fantomu ölçümleri

Metot kısmında 3.2.1.1 ile 3.2.1.3 arasında bahsedilen işlemlerden elde edilen sonuçlar kare açık alanlar, asimetrik açık alanlar ve kamalı alanlar başlıkları altında enerji ve derinliğe bağlı olarak değerlendirildi.

4.1.1. Kare açık alanlar

6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 1,6 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm derinliklerinde 2, 3, 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kare açık alanlarda 100 MU için TPS ile hesaplanan doz (cGy), Lineer hızlandırıcıda yapılan doz (cGy) ölçümü ve TPS tarafından hesaplanan dozun kullanımıyla “XIO Standalone” yazılımının hesapladığı MU değerleri derinliğe bağlı olarak çizelge 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4’te verilmektedir.

15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 2,8 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm derinliklerinde 2, 3, 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kare açık alanlarda 100 MU için TPS ile hesaplanan doz (cGy), lineer hızlandırıcıda yapılan ölçüm (cGy) ve TPS tarafından hesaplanan doz kullanılarak “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU çizelge 4.5, 4.6, 4.7 ve 4.8’de verilmektedir.

Çizelge 4.1. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 1,6 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 1,6 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2	88,30	88,66	100
3	92,50	92,60	100
4	95,40	94,43	99
5	96,40	95,98	99
10	100,40	100,30	100
15	103,40	103,40	100
20	104,90	105,20	100

Çizelge 4.2. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 5 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 5 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2	73,50	73,36	100
3	77,40	77,54	100
4	79,80	79,86	99
5	81,60	81,67	99
10	87,40	87,12	100
15	90,50	90,38	100
20	92,70	92,43	100

Çizelge 4.3. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 10 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2	54,20	54,50	100
3	57,40	57,29	99
4	59,70	59,60	99
5	61,60	61,47	99
10	68,20	67,80	100
15	71,70	71,62	100
20	74,20	74,24	100

Çizelge 4.4. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 15 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 15 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2	40,10	40,20	100
3	42,50	42,34	99
4	44,40	44,34	99
5	46,00	45,96	99
10	52,40	52,03	100
15	55,90	55,91	100
20	58,70	58,54	100

Çizelge 4.5. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 2,8 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 2,8 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2	83,10	82,75	101
3	89,60	89,94	100
4	92,30	92,97	99
5	94,10	94,91	99
10	100,10	100,20	100
15	102,40	103,20	100
20	104,80	105,00	100

Çizelge 4.6. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 5 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 5 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	Standalone MU sonuçları
2	76,90	76,17	101
3	83,50	83,58	100
4	86,80	86,71	99
5	88,60	88,62	100
10	93,50	93,74	100
15	95,90	96,33	100
20	97,80	97,97	100

Çizelge 4.7. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 10 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2	60,00	59,88	100
3	65,60	65,86	100
4	68,60	68,70	99
5	70,40	70,57	99
10	75,80	76,14	100
15	78,80	79,16	100
20	80,70	81,11	100

Çizelge 4.8. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 20 cm derinlikte 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20 cm² kare açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 20 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2	27,00	27,28	100
3	40,30	41,00	98
4	42,30	42,92	98
5	43,70	44,40	99
10	48,60	49,40	100
15	51,70	52,37	99
20	53,80	54,33	99

4.1.2. Asimetrik açık alanlar

6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 1,6 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm derinliklerinde 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm² asimetrik açık alanlarda 100 MU için TPS ile hesaplanan doz (cGy), lineer hızlandırıcıda yapılan ölçüm (cGy) ve TPS tarafından hesaplanan doz kullanılarak “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU çizelge 4.9, 4.10, 4.11 ve 4.12’de verilmektedir.

Çizelge 4.9. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 1,6 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm x cm)	Derinlik: 1,6 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2 x 20	92,70	92,30	98
4 x 20	97,60	96,77	100
10 x 40	103,60	102,70	100

Çizelge 4.10. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 5 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm x cm)	Derinlik: 5 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2 x 20	77,50	78,10	97
4 x 20	83,50	83,05	99
10 x 40	90,80	89,96	100

Çizelge 4.11. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm x cm)	Derinlik: 10 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2 x 20	57,90	58,60	98
4 x 20	63,70	63,38	99
10 x 40	72,00	71,26	100

Çizelge 4.12. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 15 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm x cm)	Derinlik: 15 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2 x 20	43,10	43,75	98
4 x 20	48,20	47,95	99
10 x 40	56,30	55,65	99

15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 2,8 cm, 10 cm, 20 cm derinliklerinde 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm² asimetrik açık alanlarda 100 MU için TPS ile hesaplanan doz (cGy), lineer hızlandırıcıda yapılan ölçüm (cGy) ve TPS tarafından hesaplanan doz kullanılarak “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU çizelge 4.13, 4.14 ve 4.15’de verilmektedir.

Çizelge 4.13. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 2,8 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm x cm)	Derinlik: 2,8 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2 x 20	88,70	87,91	96
4 x 20	95,90	95,80	99
10 x 40	102,70	102,60	100

Çizelge 4.14. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm x cm)	Derinlik: 10 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	Standalone MU sonuçları
2 x 20	65,40	64,83	96
4 x 20	79,00	78,80	99
10 x 40	102,70	102,60	100

Çizelge 4.15. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 20 cm derinlikte 2 x 20, 4 x 20 ve 10 x 40 cm² asimetrik açık alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm x cm)	Derinlik: 20 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
2 x 20	40,50	40,93	95
4 x 20	45,40	45,98	98
10 x 40	51,90	52,18	99

4.1.3. Kama filtreli alanlar

6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 1,6 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm derinliklerinde 60° dinamik kama filtre kullanılarak oluşturulan 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kare alanlarda 100 MU için TPS ile hesaplanan doz (cGy), lineer hızlandırıcıda yapılan ölçüm (cGy) ve TPS tarafından hesaplanan doz kullanılarak “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU çizelge 4.16, 4.17, 4.18 ve 4.19’da verilmektedir.

Çizelge 4.16. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 1,6 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 1,6 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
4	24,20	23,70	97
5	24,40	24,10	96
10	26,00	26,00	98
15	27,50	27,54	98
20	28,40	28,60	98

Çizelge 4.17. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 5 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 5 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
4	20,40	20,30	97
5	20,80	20,89	97
10	22,70	22,75	98
15	24,10	24,20	99
20	25,10	25,24	99

Çizelge 4.18. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 10 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
4	15,60	15,43	100
5	16,00	16,03	99
10	18,00	18,00	100
15	19,40	19,38	100
20	20,40	20,40	100

Çizelge 4.19. 6 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 15 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 15 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
4	11,80	11,70	101
5	12,20	12,16	100
10	14,00	14,00	101
15	15,40	15,35	102
20	16,40	16,31	101

15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 2,8 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm derinliklerinde 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² ve 60° dinamik kama ile oluşturulmuş kama filtreli alanlarda 100 MU için TPS ile hesaplanan doz (cGy), lineer hızlandırıcıda yapılan ölçüm (cGy) ve TPS tarafından hesaplanan doz kullanılarak “XIO Standalone” yazılımı ile hesaplanan MU değerleri, çizelge 4.20, 4.21, 4.22 ve 4.23’de verilmektedir.

Çizelge 4.20. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 2,8 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 2,8 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
4	24,50	24,60	99
5	25,00	25,11	100
10	27,50	27,35	101
15	28,80	29,01	101
20	30,00	30,15	100

Çizelge 4.21. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 5 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 5 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
4	23,00	22,90	99
5	23,40	23,50	99
10	25,50	25,53	100
15	26,80	26,97	100
20	27,80	28,00	100

Çizelge 4.22. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 10 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 10 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
4	18,20	18,17	99
5	18,70	18,73	99
10	20,70	20,79	100
15	22,10	22,15	100
20	23,00	23,11	100

Çizelge 4.23. 15 MV foton enerjisi için SSD 100 cm’de 15 cm derinlikte 4, 5, 10, 15 ve 20 cm² kama filtreli alanlarda TPS ile hesaplanan doz (cGy), Linak’ta ölçülen doz (cGy) ve “XIO Standalone” MU doğrulama yazılımı ile hesaplanan MU değerleri.

Alan (cm ²)	Derinlik: 15 cm		
	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” MU sonuçları
4	14,30	14,35	99
5	14,70	14,84	99
10	16,60	16,77	100
15	18,00	18,05	100
20	18,90	18,90	100

4.2. I’mRT Fantomunda Yapılan MU Doğrulama İşlemleri

4.2.1. Altı alanlı konformal plan

TPS’te I’mRT fantomu üzerinde yapılan 6 ve 15 MV foton enerjili planların her demeti için “XIO Standalone” yazılımına TPS’te uygulanan MU değerleri girilerek hesaplanan dozlar, planlanan gantry açılarında Linak’ta yapılan ölçümlerden elde edilen dozlar ve TPS ile hesaplanan dozlar çizelge 4.24 ve 4.25’te verilmektedir.

Çizelge 4.24. 6 MV foton enerjisi için gantry açılarına göre TPS ve “XIO Standalone” ile hesaplanan ve Linak’ta yapılan ölçümden elde edilen dozlar.

Gantry Açısı	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” Doz (cGy)
60°	32,82	32,57	33,30
90°	36,85	36,71	37,33
120°	34,82	32,66	34,57
240°	32,85	30,96	32,77
270°	34,93	34,66	35,14
300°	32,85	32,57	33,25

Çizelge 4.25. 15 MV foton enerjisi için gantry açılarına göre TPS ve “XIO Standalone” ile hesaplanan ve Linak’ta yapılan ölçümden elde edilen dozlar.

Gantry Açısı	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” Doz (cGy)
60°	32,82	33,02	33,71
90°	36,82	37,19	37,66
120°	34,85	33,58	35,10
240°	32,85	31,75	32,92
270°	34,89	35,10	35,59
300°	32,85	33,07	33,65

4.3. Masa modeli eklenen altı alanlı konformal plan

TPS’te I’mRT fantomu üzerinde yapılan 6 ve 15 MV foton enerjili planlara iBeam evo hazır masa modeli eklendikten sonra planların her demeti için “XIO Standalone” yazılımı ile TPS’te uygulanan MU değerleri girilerek hesaplanan dozlar, planlanan gantry açılarında Linak’ta yapılan ölçümlerden elde edilen dozlar ve TPS ile hesaplanan dozlar çizelge 4.26. ve 4.27.’de verilmektedir.

Çizelge 4.26. 6 MV foton enerjisi için iBeam evo masa eklenmiş planlarda gantry açılarına göre TPS ve “XIO Standalone” ile hesaplanan ve Linak’ta yapılan ölçümlerden elde edilen dozlar.

Gantry Açısı	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” Doz (cGy)
60°	32,78	32,57	32,93
90°	37,11	36,71	37,34
120°	33,63	32,66	25,90
240°	31,70	30,96	25,92
270°	35,19	34,66	35,12
300°	32,96	32,57	33,08

Çizelge 4.27. 15 MV foton enerjisi için iBeam evo masa eklenmiş planlarda gantry açılarına göre TPS ve “XIO Standalone” ile hesaplanan ve Linak’ta yapılan ölçümlerden elde edilen dozlar.

Gantry Açısı	TPS Doz (cGy)	Ölçüm Doz (cGy)	“Standalone” Doz (cGy)
60°	32,89	33,02	33,54
90°	37,00	37,19	37,41
120°	33,96	33,58	26,44
240°	31,93	31,75	26,17
270°	35,04	35,10	35,27
300°	32,96	33,07	33,54

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada tedavi planlama sistemlerinin kalite kontrol aşamalarından biri olan bağımsız MU doğrulaması için XIO TPS’te yer alan ve MU hesabını bağımsız olarak yapabilen “XIO Standalone” yazılımı kullanıldı.

5.1. “XIO Standalone” için Kabul Testleri

MU doğrulama yazılımlarının klinik rutinde kullanımından önce basit geometrilere kabul testlerinin yapılması önerilmektedir (IAEA 2011). Bu amaçla TPS’te kare ve asimetrik açık alanların yanı sıra kama filtreli kare alanlar oluşturulup incelenen derinlikler için 100 MU’ya karşılık TPS’ten elde edilen doz verileri ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar bulundu. Linak’ta yapılan su fantomu ölçümlerinden elde edilen dozlarla da kontrol edildi.

5.1.1. Kare açık alanlar

6 MV foton enerjisi için 1,6 (d_{max}) ve 5 cm derinliklerdeki kare açık alan testlerinde 4 ve 5 cm^2 büyüklüğündeki alanlarda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 1 MU eksik bulundu. Bu derinliklerdeki diğer kare açık alan testlerinde ise TPS’te uygulanan 100 MU ile aynı MU değerleri hesaplandı. 6 MV foton enerjisi için 10 ve 15 cm derinliklerdeki kare açık alan testlerinde ise 3, 4, 5 cm^2 büyüklüğündeki alanlarda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 1 MU eksik bulunurken bu derinliklerdeki diğer kare açık alan testlerinde ise aynı değerler elde edildi (Çizelge 5.1).

15 MV foton enerjisi için 2,8 cm (d_{max}) derinliğindeki kare açık alan testlerinde 2 cm^2 alanda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 1 MU fazla hesaplanırken 4 ve 5 cm^2 alanlarında ise 1 MU eksik hesaplandı. Bu derinlikteki diğer kare açık alan testlerinde ise aynı değerler görüldü. Aynı enerji için 5 cm derinliğindeki kare açık alan testlerinde 2 cm^2 alanda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 1 MU fazla hesaplanırken 4 cm^2 alanında ise 1 MU eksik hesaplandı. Bu derinlikteki diğer kare açık alan testlerinde ise aynı değerler elde edildi. 15 MV foton enerjisi için 10 cm derinliğindeki kare açık alan testlerinde 4 ve 5 cm^2 alanlarda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 1 MU eksik hesaplanırken bu derinlikteki diğer kare açık alan testlerinde ise TPS ile aynı MU değerler bulundu. 15 MV foton enerjisi için 20 cm derinliğindeki kare açık alan testlerinde “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 3 ve 4 cm^2 alanlarda 2 MU eksik hesaplanırken 5, 15 ve 20 cm^2 alanlarda ise 1 MU eksik hesaplandı. Bu derinlikteki diğer kare açık alan testlerinde ise aynı değerler bulundu (Çizelge 5.2).

Kare açık alanlar için doz tolerans değeri % 2 olarak kabul edilmektedir (Chen vd 2010). Kare açık alan testlerinde her iki foton enerjisinin de TPS’te uygulanan MU ile “XIO Standalone”da hesaplanan MU’lar arasındaki farkın ≤ 2 MU olduğu görüldü. Genel olarak yazılımdan elde edilen MU’ların eksik hesaplandığı görülmektedir ve derinlik artışı ile belirginleşmektedir. Sonuçlar genel olarak kabul edilen limitlerle uyumludur.

Çizelge 5.1. 6 MV foton enerjisi için kare açık alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.

Alan (cm ²)	Derinlik (cm)	TPS (MU)	“XIO Standalone” (MU)	FARK (MU)
2	1,6	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	15	100	100	0
3	1,6	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	99	-1
	15	100	99	-1
4	1,6	100	99	-1
	5	100	99	-1
	10	100	99	-1
	15	100	99	-1
5	1,6	100	99	-1
	5	100	99	-1
	10	100	99	-1
	15	100	99	-1
10	1,6	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	15	100	100	0
15	1,6	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	15	100	100	0
20	1,6	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	15	100	100	0

Çizelge 5.2. 15 MV foton enerjisi için kare açık alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.

Alan (cm ²)	Derinlik (cm)	TPS (MU)	“XIO Standalone” (MU)	FARK (MU)
2	2,8	100	101	1
	5	100	101	1
	10	100	100	0
	20	100	100	0
3	2,8	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	20	100	98	-2
4	2,8	100	99	-1
	5	100	99	-1
	10	100	99	-1
	20	100	98	-2
5	2,8	100	99	-1
	5	100	100	0
	10	100	99	-1
	20	100	99	-1
10	2,8	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	20	100	100	0
15	2,8	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	20	100	99	-1
20	2,8	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	20	100	99	-1

5.1.2. Asimetrik açık alanlar

6 MV foton enerjisi için 1,6 cm (d_{max}) derinliğindeki asimetrik açık alan testlerinde 2 x 20 cm² büyüklüğündeki alanda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 2 MU eksik bulundu. Bu derinlikteki diğer asimetrik açık alan testlerinde ise TPS ile aynı değerler bulundu. 5 cm derinliğinde ise asimetrik açık alan testlerinde 2 x 20 cm² büyüklüğündeki alanda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 3 MU eksik bulunurken 4 x 20 cm² alanında 1 MU eksik bulundu. Bu derinlikteki diğer asimetrik açık alan testi olan 10 x 40 cm² alanında ise aynı değerler elde edildi. 10 cm derinliğindeki asimetrik açık alan testlerinde 2 x 20 cm² büyüklüğündeki alanda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 2 MU

eksik bulunurken $4 \times 20 \text{ cm}^2$ alanında 1 MU eksik bulundu. Bu derinlikteki diğer asimetrik açık alan testi olan $10 \times 40 \text{ cm}^2$ alanında ise aynı değerler elde edildi. 15 cm derinliğindeki asimetrik açık alan testlerinde $2 \times 20 \text{ cm}^2$ büyüklüğündeki alanda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 2 MU eksik bulunurken 4×20 ve $10 \times 40 \text{ cm}^2$ alanlarında 1 MU eksik bulundu (Çizelge 5.3).

15 MV foton enerjisi için 2,8 ve 10 cm derinliklerindeki asimetrik açık alan testlerinde $2 \times 20 \text{ cm}^2$ büyüklüğündeki alanda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 4 MU eksik bulunurken $4 \times 20 \text{ cm}^2$ alanında 1 MU eksik bulundu. Bu derinliklerdeki diğer kare açık alan testi olan $10 \times 40 \text{ cm}^2$ alanında ise aynı değerler elde edildi. 20 cm derinliğindeki asimetrik açık alan testlerinde ise $2 \times 20 \text{ cm}^2$ büyüklüğündeki alanda “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 5 MU eksik bulunurken $4 \times 20 \text{ cm}^2$ alanında 2 MU eksik bulundu. Bu derinlikteki diğer kare açık alan testi olan $10 \times 40 \text{ cm}^2$ alanında ise 1 MU eksik hesaplandığı görüldü (Çizelge 5.4).

Asimetrik açık alanlar için doz tolerans değeri % 3 olarak kabul edilmektedir (Chen vd 2010). Asimetrik açık alan testlerinde TPS’te uygulanan MU ile “XIO Standalone”da hesaplanan MU’lar arasındaki tüm farklar incelendiğinde 6 MV foton enerjisinde ≤ 3 MU olduğu görülürken 15 MV’de ise ≤ 5 MU bulundu. Genel olarak yazılımdan elde edilen MU’ların eksik hesaplandığı görülmektedir ve derinlik artışının yanı sıra alan boyutu küçüldükçe MU farkı belirginleşmektedir. Ayrıca enerji artışıyla MU farkının arttığı gözlemlendi. Sonuçlar çoğunlukla kabul edilen limitlerle uyumlu bulundu.

Çizelge 5.3. 6 MV foton enerjisi için asimetrik açık alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.

Alan (cm^2)	Derinlik (cm)	TPS (MU)	“XIO Standalone” (MU)	Fark (MU)
2 x 20	1,6	100	98	-2
	5	100	97	-3
	10	100	98	-2
	15	100	98	-2
4 x 20	1,6	100	100	0
	5	100	99	-1
	10	100	99	-1
	15	100	99	-1
10 x 40	1,6	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	15	100	99	-1

Çizelge 5.4. 15 MV foton enerjisi için asimetrik açık alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.

Alan (cm ²)	Derinlik (cm)	TPS (MU)	“XIO Standalone” (MU)	Fark (MU)
2 x 20	2,8	100	96	-4
	10	100	96	-4
	20	100	95	-5
4 x 20	2,8	100	99	-1
	10	100	99	-1
	20	100	98	-2
10 x 40	2,8	100	100	0
	10	100	100	0
	20	100	99	-1

5.1.3. Kama filtreli alanlar

6 MV foton enerjisi için 1,6 cm derinliğindeki 60° kama filtreli alan testlerinde 4 ile 20 cm² alanları arasında “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre 2 ile 4 MU eksik bulundu. 5 cm derinliğinde MU farkı aralığı -1 ile -3 MU olup 10 cm derinliğinde ise bu fark ≤ -1 MU’dur. 15 cm derinliğinde bu fark çoğunlukla 1 MU’nun altındadır (Çizelge 5.5).

15 MV foton enerjisi için tüm derinliklerde 60° kama filtreli alan testlerinde 4 ile 20 cm² alanları arasında “XIO Standalone” ile yapılan hesaplamada TPS’e göre MU farkı yaklaşık olarak 1 MU eksik bulundu (Çizelge 5.6).

Kamalı alanlar için doz tolerans değeri % 5 olarak kabul edilmektedir (Chen vd 2010). Her iki enerji için tüm alan ve derinliklerde bu çalışmada elde edilen sonuçlar maksimum kama açısı olan 60°’de bu limiti aşmamaktadır. Kama alanlı testlerde yüksek enerjide MU farkları 1 MU’nun altındayken düşük enerjilerde ise bu farkın özellikle küçük alanlarda ve maksimum doz derinliğinde büyüdüğü görülmektedir.

Yukarıda 5.1 başlığı kapsamında yer alan kabul testlerinden elde edilen sonuçlara göre “XIO Standalone” yazılımının hesapladığı MU değerlerinin kabul toleranslarının içinde yer aldığı görüldü.

Çizelge 5.5. 6 MV foton enerjisi için kama filtreli alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.

Alan (cm ²)	Derinlik (cm)	TPS (MU)	“XIO Standalone” (MU)	Fark (MU)
4	1,6	100	97	-3
	5	100	97	-3
	10	100	100	0
	15	100	101	1
5	1,6	100	96	-4
	5	100	97	-3
	10	100	99	-1
	15	100	100	0
10	1,6	100	98	-2
	5	100	98	-2
	10	100	100	0
	15	100	101	1
15	1,6	100	98	-2
	5	100	99	-1
	10	100	100	0
	15	100	102	2
20	1,6	100	98	-2
	5	100	99	-1
	10	100	100	0
	15	100	101	1

Çizelge 5.6. 15 MV foton enerjisi için kama filtreli alan testlerinde TPS’te uygulanan, “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’lar ve “XIO Standalone” ile hesaplanan MU’ların TPS’e göre farkları.

Alan (cm ²)	Derinlik (cm)	TPS (MU)	“XIO Standalone” (MU)	FARK (MU)
4	2,8	100	99	-1
	5	100	99	-1
	10	100	99	-1
	15	100	99	-1
5	2,8	100	100	0
	5	100	99	-1
	10	100	99	-1
	15	100	99	-1
10	2,8	100	101	1
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	15	100	100	0
15	2,8	100	101	1
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	15	100	100	0
20	2,8	100	100	0
	5	100	100	0
	10	100	100	0
	15	100	100	0

5.2. I'mRT Fantomunda Yapılan MU Doğrulaması

“XIO Standalone” MU doğrulama yazılımı, kabul testlerinden geçtikten sonra tedavi koşullarını yansıtacak bir tedavi planı kullanılarak insan modeli fantomda test edildi.

5.2.1. Altı alanlı konformal plan

Prostat kanseri radyoterapisinde kullanılan gantry açıları 60°, 90°, 120°, 240°, 270° ile 300° ve fraksiyon dozu 200 cGy olan altı alanlı konformal tedavi planı TPS'te tasarlandı. Bu plan 6 ve 15 MV foton enerjileri için I'mRT fantomuna uygulanarak her demet için MU'lar elde edildi. İki farklı enerjiye sahip planlar için elde edilen MU'lar ile “XIO Standalone” yazılımında doz hesaplandı. Tedavi cihazında TPS'ten elde edilen MU'lara göre her plan koşulunda doz ölçümü yapıldı. Her demet için doğrulama yazılımından elde edilen dozlar TPS'ten ve ölçümden elde edilen dozlarla karşılaştırılarak yüzde farkları hesaplandı. Ayrıca TPS'ten elde edilen dozlar ölçümden elde edilen dozlarla da karşılaştırılarak yüzde farkları hesaplandı (Çizelge 5.7 ve 5.8).

6 MV foton enerjisinde her demet için “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun TPS'ten elde edilen doza göre yüzde farkları % ($\pm$) 2 içinde bulundu. “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun ölçümden elde edilen doza göre yüzde farklarında ise bu farkın % 5,8'e ulaştığı görüldü. En yüksek farkın masanın altındaki açılar olan 120° ve 240°'de olduğu gözlemlendi. Belirtilen bu açılarda TPS'te hesaplanan dozlar ile ölçümden elde edilen dozlar arasında % 6,6 kadar fark bulunmaktadır.

15 MV foton enerjisinde her demet için “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun TPS'ten elde edilen doza göre yüzde farkları % 3 içinde bulundu. “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun ölçümden elde edilen doza göre yüzde farklarında ise bu farkın % 4,5'e ulaştığı görüldü. En yüksek farkın masanın altındaki açılar olan 120° ve 240°'de olduğu gözlemlendi. Belirtilen bu açılarda TPS'te hesaplanan dozlar ile ölçümden elde edilen dozlar arasında % 3,8 kadar fark bulunmaktadır. Ancak her iki enerji ile oluşturulmuş planlarda masanın altında yer almayan açılarda ölçülen dozlarla “XIO Standalone”dan ve TPS'ten elde edilen dozlar arasında sırasıyla % ($\pm$) 2 ve % ($\pm$) 1'lik farklar bulundu.

AAPM 46 nolu raporunda tedavinin uygulanmasından önce TPS tarafından hesaplanan doz kontrol edildiğinde farkın % 5'ten büyük olmaması gerektiğini önermektedir (AAPM 1993). Xing ve arkadaşları 5 hasta için yaptıkları MU doğrulama kontrollerinde doğrulama yazılımı ile TPS arasındaki farkları doz dağılım gradyanına bağlı olarak 4 hasta için % 4 bir hastada ise % 7 olarak kabul etmişlerdir (Xing vd 2001). Planlar için yapılan MU doğrulamalarında MU doğrulama yazılımı ile TPS arasındaki fark genellikle % 2,5 ile % 3 arasında olmasına rağmen tolerans değeri % 5 olarak belirlenmiştir (Nordström 2012). Birçok yayın incelendiğinde toleransın % 5 olarak kabul edildiği görülmektedir. Bu çalışmada plan doğrulamasında masanın altında olmayan açılardaki demetlerde % ($\pm$) 2 aralığının içinde kaldığı görülürken masa altında kalan demetler için bu değer % 4,5'e kadar varmaktadır ve tavsiye edilen tolerans sınırını aşmamaktadır.

Çizelge 5.7. 6 MV foton enerjisi için gantry açılarına göre “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun TPS’ten ve ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları ile birlikte TPS’ten elde edilen dozun ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları.

Gantry	“XIO Standalone”-TPS % fark	“XIO Standalone”-Ölçüm % fark	TPS-Ölçüm % fark
60°	1,5	2,2	0,8
90°	1,3	1,7	0,4
120°	-0,7	5,8	6,6
240°	-0,2	5,8	6,1
270°	0,6	1,4	0,8
300°	1,2	2,1	0,9

Çizelge 5.8. 15 MV foton enerjisi için gantry açılarına göre “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun TPS’ten ve ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları ile birlikte TPS’ten elde edilen dozun ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları

Gantry	“XIO Standalone”-TPS % fark	“XIO Standalone”-Ölçüm % fark	TPS-Ölçüm % fark
60°	2,7	2,1	-0,6
90°	2,3	1,3	-1,0
120°	0,7	4,5	3,8
240°	0,2	3,7	3,5
270°	2,0	1,4	-0,6
300°	2,4	1,8	-0,7

5.2.2. Masa modeli eklenen konformal plan

Görüntü rehberliğinde radyoterapinin öneminin artması nedeniyle tedavi cihazlarında masa materyali olarak katı karbon fiberin kullanımı daha az görüntü artefaktı oluşturması sebebiyle yaygınlaşmıştır (AAPM 2014).

AAPM 176 nolu raporunda tedavi masasının genellikle cilt dozunu arttıran, tümör dozunu ise azaltan etkisinin olduğunu vurgulamıştır (AAPM 2014). Hayashi ve arkadaşları tarafından tedavi masasının foton demetindeki azaltıcı etkisi 180° gantry açısında yaklaşık olarak % 4,3 bulunurken 120° gantry açısında ise % 11,2 bulunmuştur (Hayashi vd 2010). Seppala ve Kulmala ise tedavi masası altında kalan gantry açılarında 6 ve 15 MV foton enerjileri için maksimum demet zayıflamasını sırasıyla %10,8 ve %7,4 olarak görmüşlerdir (Seppala ve Kulmala 2011). Prooijen ve arkadaşları ise tedavi masasının tümör dozunu %3 azaltıcı etkisini göstermişlerdir (Prooijen vd 2009).

Tedavi masasının doz azaltma etkisini TPS'in ve doğrulama yazılımının doz hesaplamasına dahil edebilmesi için 5.2.1'de tasarlanan 6 ve 15 MV foton enerjili tedavi planları kullanılarak hiçbir parametresi değiştirilmeden uygun masa modeli planlara eklendi. Masa modelinin elektron yoğunluk değerleri TPS'e girilebilirken masa parametreleri olarak doğrulama yazılımına masa altındaki demetler için elde edilen yeni SSD ve derinlik değerleri girildi. Her demet için aynı MU'lar kullanıldı ve yazılımlarda yeniden doz hesaplaması yapıldı. Doğrulama yazılımından elde edilen dozlar TPS'ten ve ölçümden elde edilen dozlarla karşılaştırılarak yüzde farkları hesaplandı. Ayrıca TPS'ten elde edilen dozlar ölçümden elde edilen dozlarla da karşılaştırılarak yüzde farkları hesaplandı (Çizelge 5.9 ve 5.10).

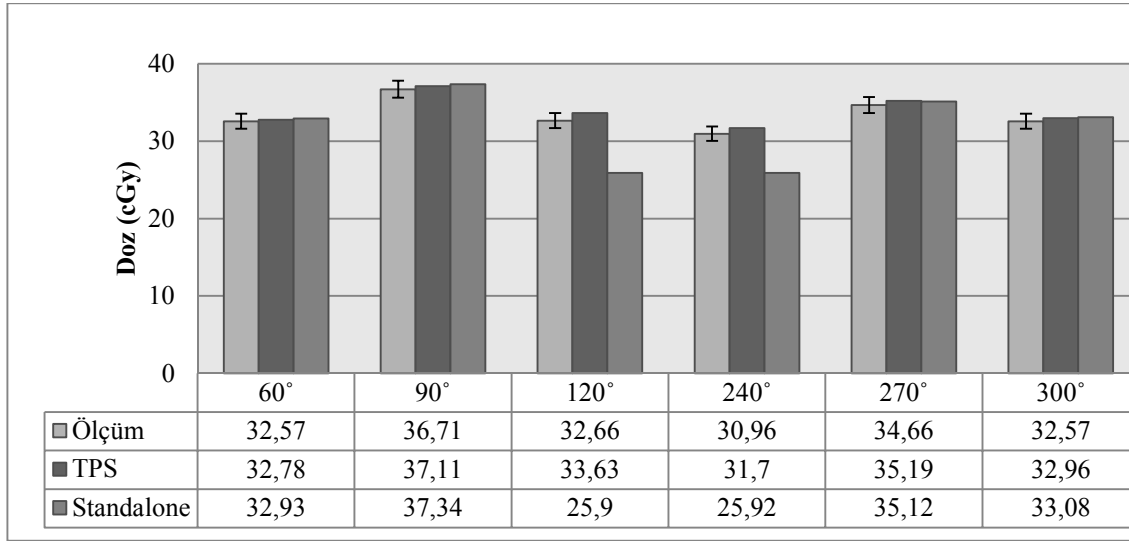
Çizelge 5.9. Masa modeli eklenen 6 MV foton enerjili plan için gantry açılarına göre “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun TPS'ten ve ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları ile birlikte TPS'ten elde edilen dozun ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları.

Gantry	“XIO Standalone”-TPS % fark	“XIO Standalone”-Ölçüm % fark	TPS-Ölçüm % fark
60°	0,5	1,1	-0,6
90°	0,6	1,7	1,1
120°	-23,0	-20,7	2,9
240°	-18,2	-16,3	2,4
270°	-0,2	1,3	1,5
300°	0,4	1,6	1,2

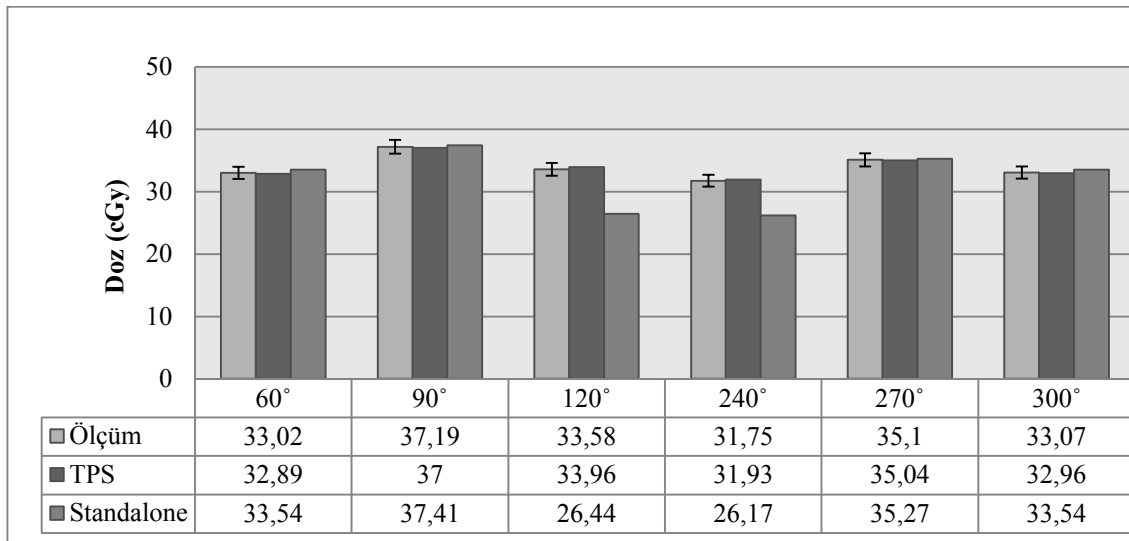
Çizelge 5.10. Masa modeli eklenen 15 MV foton enerjili plan için gantry açılarına göre “XIO Standalone” ile hesaplanan dozun TPS'ten ve ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları ile birlikte TPS'ten elde edilen dozun ölçümden elde edilen doza göre yüzde farkları.

Gantry	“XIO Standalone”-TPS % fark	“XIO Standalone”-Ölçüm % fark	TPS-Ölçüm % fark
60°	2,0	1,6	-0,4
90°	1,1	0,6	-0,5
120°	-22,1	-21,3	1,1
240°	-18,0	-17,6	0,6
270°	0,7	0,5	-0,2
300°	1,8	1,4	-0,3

Şekil 5.1 ve 5.2’de sırasıyla 6 ve 15 MV foton enerjilerinde masa etkisi, TPS ve “XIO Standalone”da hesaplanan ve ölçümden elde edilen dozlara göre % 3’lük fark sınırı ile her demet için verilmektedir.



Şekil 5.1. Masa modeli eklenen 6 MV foton enerjili plan için gantry açılarına göre “XIO Standalone” ve TPS ile hesaplanan dozların ölçümden elde edilen dozlara göre % 3 fark sınırı ile birlikte gösterimi.



Şekil 5.2. Masa modeli eklenen 15 MV foton enerjili plan için gantry açılarına göre “XIO Standalone” ve TPS ile hesaplanan dozların ölçümden elde edilen dozlara göre % 3 fark sınırı ile birlikte gösterimi.

Masa modeli eklenen planlarda masa eklenmeyen planlara göre TPS ile ölçüm arasındaki doz farkının 6 MV foton enerjisinde 120° gantry açılı demet için % 6,6’dan % 2,9’a 240° gantry açılı demet için ise % 6,1’den % 2,4’e düştüğü görüldü. 15 MV foton enerjisinde ise 120° gantry açılı demet için % 3,8’den % 1,1’e 240° gantry açılı demet için ise % 3,5’ten % 0,6’ya düştüğü görüldü. Çalışmadan elde edilen verilere

göre tedavi masasının geometrik ve dozimetrik parametreleri plana dahil edildiğinde elde edilen dozların farkı % 3'ün altında olup birbirleri ile uyum içinde oldukları görüldü. Ancak “XIO Standalone” ile ölçüm arasındaki farklar tedavi masasının eklenmediği planlarda 6 MV foton enerjisinde masanın altında kalan 120° ve 240° gantry açılı demetler için % 5,8 iken aynı enerji için tedavi masası eklenen planda 120° gantry açılı demet için % -20,7 240° gantry açılı demet için ise % -16,3 bulundu. “XIO Standalone” ile ölçüm arasındaki farklar tedavi masasının eklenmediği planlarda 15 MV foton enerjisinde ise 120° ve 240° gantry açılı demetler için sırasıyla % 4,5 ve % 3,7 iken tedavi masası eklenen planda 120° gantry açılı demet için % -21,3 240° gantry açılı demet için ise % -17,6 bulundu. Masa altında yer alan demetlerin doz farklarının her iki enerjide % 5'in üstüne çıktığı ve yazılımdan elde edilen dozların ölçüme göre daha düşük hesaplandığı görüldü. “XIO Standalone”un bu demetler için dozu düşük hesaplamasının nedeni eklenen masa yapısını homojen ve su eşdeğeri bir ortam gibi kabul etmesinden kaynaklanmaktadır. Ancak daha öncede bahsedildiği gibi masada doz azaltma etkisini minimuma düşürmek amacıyla üretimde düşük elektron yoğunluk değerlerine sahip materyaller kullanılmaktadır (Elekta 2014). “XIO Standalone” ile ölçüm arasındaki farklar masanın altında kalmayan açılarda % 2 aralığının içinde olup kabul edilebilir sınırlardadır.

6. SONUÇ

Kalite yönetimi kapsamında yer alan kalite güvenilirliği bir ürünün kalitesi için uygun yeterlilikte olduğunu onaylamak için yapılan, kalite kontrol ile desteklenen süreci de kapsayan bir işlemdir. Radyasyon tedavi sürecinde hasta bazlı kalite kontrol yöntemlerinden biri olan bağımsız MU doğrulama metodunun kullanılması oldukça önemlidir. Bu metot TPS’te oluşturulan tedavi cihazının enerji modellerinin kabul testleri için de kullanılabilir. El hesabı yapan doğrulama yazılımlarında kullanıcının yazılıma birçok bilgiyi elle girmesi gerekmektedir. Bu işlem hata olasılığını arttırmakla birlikte uzun süreceği için medikal fizik uzmanının iş yükünü de arttırmaktadır. Genellikle tedavi cihazı bilgileri ve demet verileri ile MU doğrulama yazılımları modellenmektedir. TPS’te oluşturulan plan bilgileri yeniden hesaplama için iletişim ağı ile doğrulama yazılımına aktararak işlemin daha az hatayla ve kısa sürmesi sağlanmaktadır. MU doğrulama yazılımının klinik kullanımından önce kabul testlerinin yapılması gerekmektedir. Kabul testlerinde yazılımın hesapladığı doz ölçümler temel alınarak değerlendirilmelidir. Kabul testlerinin sonraki basamağı ise TPS’te örnek tedavi planlarını temel fantomlar üzerinde oluşturup, doğrulama yazılımında yapılan doz hesaplamasının ölçümle doğruluğunun tespit edilmesidir. Bu testlerde yazılım için kabul edilecek doz sınırlamaları ve aksiyon seviyeleri (action levels) belirlenerek klinik kullanıma geçilmesi kararı verilebilir (Nordström 2012). Doğrulama yazılımında güncelleme sonrası TPS’te de olduğu gibi periyodik kalite kontrol testlerinin yapılması gerekmektedir. Bu kalite kontrol yöntemi hasta için belirlenen tedavi dozunun kabul edilen sınırlar içinde uygulanmasında önemli bir basamaktır. Beatson Onkoloji Merkezi ve Jean Monnet Genel Hastanelerinde meydana gelen radyoterapi kazaları ele alındığında bağımsız MU kontrol sisteminin rutin olarak kullanılmadığı anlaşıldı. Eğer MU doğrulama yazılımı kullanılmış olsaydı bu ve bunun gibi kazalar önlenebilirdi (AAPM 2011).

Ticari olarak üretilen MU yazılımları gelişmiş bir doz hesaplama algoritmasına sahip olup tedavi cihazının geometrik ve dozimetrik verilerine modelleme için ihtiyaç duymaktadır. Modelleme sonrası sadece plan verilerini kullanarak MU ya da doz hesabı yapabilmektedir. Diğer tür bağımsız MU doğrulama yazılımlarında ise TPS’e girilen tedavi cihazının enerji verileri kullanılıp MU ya da doz hesabı bağımsız olarak basit bir formülle yapılmaktadır. Kullanıcı sadece plan parametrelerini girmektedir.

Bu çalışmada CMS XIO TPS’te bulunan bağımsız MU doğrulama yazılımı “XIO Standalone”ın kalite kontrol amacıyla kullanılabilirliği konusunda testler yapıldı. Klinik kullanımdan önce yapılan bu testler kabul testleri olarak bilinmektedir. Bu testler TPS’te 6 ve 15 MV foton enerjileri için d_{max} , 5, 10, 15 ve 20 cm derinliklerinde kare açık alanlarda, asimetrik açık alanlarda ve kama filtreli kare alanlarda yapılan doz değerlendirmelerini içermektedir. Planda kullanılan veriler “XIO Standalone” yazılımına girilerek yazılımdan da MU değerleri elde edildi. TPS’teki koşullarda oluşturulan düzenekle tedavi cihazında doz ölçümü yapıldı. Yapılan bütün testlerde yazılımdan elde edilen MU’lar hem TPS hem de doz ölçümü ile karşılaştırılırken değerlendirme aşamasında ölçüm verileri temel alındı. Bu testlerin sonuç değerlendirmesi için tolerans değerleri kare açık alanlarda % ($\pm$) 2, asimetrik açık alanlarda % ($\pm$) 3 ve kamalı kare alanlarda ise % ($\pm$) 5 olarak kabul edildi (Chen vd 2010). Her iki enerji ile elde edilen tüm sonuçlar incelendiğinde yapılan kabul testleri

tolerans sınırlarının içinde bulundu. Ancak $2 \times 20 \text{ cm}^2$ asimetrik açık alan testinde 15 MV foton enerjisi için 20 cm derinlikte TPS’te kabul sınırını aşmamasına rağmen farkın doğrulama yazılımında % -5’e vardığı tespit edildi. Bunun doğrulama yazılımının kare eşdeğeri hesabından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Yazılım kabul testlerinden geçtikten sonra I’^mRT fantomu üzerinde oluşturulan planlar ile test edildi. Bu amaçla 6 alanlı konformal tedavi planı fantoma uygulanarak MU doğrulama yazılımı ile hesaplandı. Bu dozlar TPS’te hesaplatılan ve ölçümden elde edilen dozlarla karşılaştırıldı. “XIO Standalone” ile yapılan doğrulamada tedavi masasının altında kalmayan açılarda farkların her iki enerji içinde % ($\pm$) 2 içinde kaldığı görüldü. Bu farkın AAPM tarafından 1993 yılında yayınladığı raporda önerilen % ($\pm$) 5 tolerans limitlerinin altında kaldığı görüldü. Tedavi masasının altında kalan demetlerde ise 6 MV foton enerjisi için yaklaşık % 6, 15 MV foton enerjisi için ise % 4’lük farklar elde edildi. Aynı demetler için TPS ile ölçüm karşılaştırıldığında MU doğrulama yazılımındaki farklara yakın değerler bulundu. Masanın altında kalan demetler için doz ölçümleriyle yapılan karşılaştırmalarda farkların büyük olmasının nedeni masa malzemesinin soğurma etkisinin TPS ve MU doğrulama yazılımında hesaplamada dikkate alınamamasıdır.

TPS’te oluşturulan planlara tedavi cihazı ile uyumlu iBeam evo hazır masa modeli eklenerek aynı planlarda hiçbir parametre değiştirilmeden yeniden hesaplamalar yapıldı. “XIO Standalone”da masa eklenen planlar için yapılan MU doğrulamasında ise SSD ve derinlik gibi yeni geometrik parametreler ile hesaplamalar yapıldı. TPS’te 6 MV foton enerjisinde masa altında kalan demetler için hesaplanan dozların ölçümden elde edilen doz verilerine göre farkı % 3’ün altında bulunurken 15 MV foton enerjisi için bu açılarda % 1’in altında gözlemlendi. Yüksek enerjide farkın daha düşük olmasının nedeni toplam lineer soğurma katsayısının yüksek enerjili fotonlar için daha küçük olmasıdır (Johns ve Cunningham 1983). Masa modeli eklenerek TPS’te yapılan hesaplamalarda bu katsayının dikkate alındığı ve demet başına doz farklarının kabul limitini aşmadığı görüldü. “XIO Standalone” hesaplama yapılan ortamı su eşdeğeri olarak kabul etmektedir. Bu nedenle masa yapısını da su olarak görmekte olup masa eklenen planlar için yapılan doğrulamada masa altında kalan demetlerde yazılımın ölçüme göre dozu % 20’ye varan farklarla daha az hesapladığı görüldü. Ancak masasız planların doğrulamasında masanın altında kalan demetler için yazılımın ölçüme göre doz farkları 6 ve 15 MV foton enerjileri için sırasıyla yaklaşık olarak % 6 ve % 5 olduğu görülmektedir.

Klinik işleyişte fantom üzerinde basit ve karmaşık planlar için MU doğrulama yazılımları ile yapılan hasta bazlı kalite kontrollerinin ölçüm ile birlikte yapılması önerilmektedir. Böylelikle doğrulama yazılımının aksiyon seviyeleri tespit edilebilir. Aksiyon seviyeleri belirlendikten sonra yalnız doğrulama yazılımı ile hasta bazlı kalite kontrol prosedürü oluşturulabilir. Bu çalışmada farklı açılarla yapılan planlarda görüldüğü gibi masanın altında ve üstünde kalan demetlerde değerlendirmelerin aksiyon seviyeleri farklılaşmıştır. Masa üstünde kalan demetler için her iki enerjide de aksiyon seviyesi % ($\pm$) 3 olarak tespit edildi. Ancak masa altında kalan demetlerde masa eklenmeden oluşturan planın TPS verilerinin MU doğrulama yazılımında kullanılması koşulu ile aksiyon seviyesinin 6 ve 15 MV foton enerjileri için sırasıyla % 6 ve % 5 alınması öngörülmektedir. Rutinde MU doğrulama yazılımı ile hasta bazlı kalite kontrol

sırasında aksiyon seviyelerinin dışında bulunan farklarda ise doz ölçüm kontrolleri önerilmektedir.

“XIO Standalone” gibi yazılımların su eşdeğeri olmayan ortamları dikkate alamaması nedeniyle kemik ve akciğer yapıları gibi bölgelerde uygulanan tedavi planlarının doğrulamasında kullanımının araştırılması ve tedavi bölgesine bağlı olarak aksiyon seviyelerinin belirlenmesi öngörülmektedir. Gelişmiş MU doğrulama yazılımları ise bahsedilen sorunu BT tabanlı doz hesabı yaparak ortadan kaldırmaktadır.

Bu çalışmada MU doğrulamasının önemi ve gereklilikleri vurgulandı. Bu yazılımın klinik kullanımından önce kabul testlerinin yapılması klinik prosedürlerin oluşturulması açısından yararlı olmaktadır. Ayrıca aksiyon seviyelerinin tespit edilmesi MU doğrulama yazılımının klinik kullanımında TPS planlarının değerlendirilme aşamasında kolaylık sağlamaktadır.

7. KAYNAKLAR

- AAPM. 1993. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Commite Task Group 40, USA.
- AAPM. 1998. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53, USA.
- AAPM. 2011. Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: Report of American Association of Physicists in Medicine Task Group 114, USA.
- AAPM. 2014. Monitor unit calculations for external photon and electron beams: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group No. 71, USA.
- AAPM. 2014. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: Report of AAPM Task Group 176, USA.
- BOR, D. 2009. Nükleer tıp sayısal görüntüleme yöntemleri. Bilim yayınları. Ankara.
- CHEN, L., CHEN, L., HUANG S., SUN, W., DENG X. 2010. Independent verification of monitor unit calculation for radiation treatment planning system. *Chinese Journal of Cance*, 29 (2): 217-222.
- ÇAKIR, A., BİLGE, H. 2012. Çok yapraklı lineer hızlandırıcılarda kolimatör tasarımlarının klinik önemi. *Türk Onkoloji Dergisi*, 27 (1): 46-54.
- DELANEY, G., JACOB, S., FEATHERSTONE, C., and BARTON, M. 2005. The role of radiotherapy in cancer treatment. *American Cancer Society*, 104 (6): 1129-1137.
- DEMİR, M., DEMİR, B. 2008. Medikal fizikçilerin eğitim, görev ve sorumlulukları. *İstanbul Ticaret Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi*, 14 (2): 63-71
- DEWERD, L.A., KISSICK, M. 2014. The Phantoms of Medical and Health Physics. Springer New York Heidelberg Dordrecht, London.
- DOWSETT, D.J., KENNY, P.A., JOHNSTON, R.E. 2006. The Physics Of Diagnostic, the 2nd. Edition, Thomson, England.
- ELEKTA. 2014. Agility™ brochure 'Intelligent beam shaping'. <http://www.elekta.com/>. [Son erişim tarihi: 27.04.2015].
- ESTRO. 2004. Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-imrt photon beams, Brussels, Belgium.

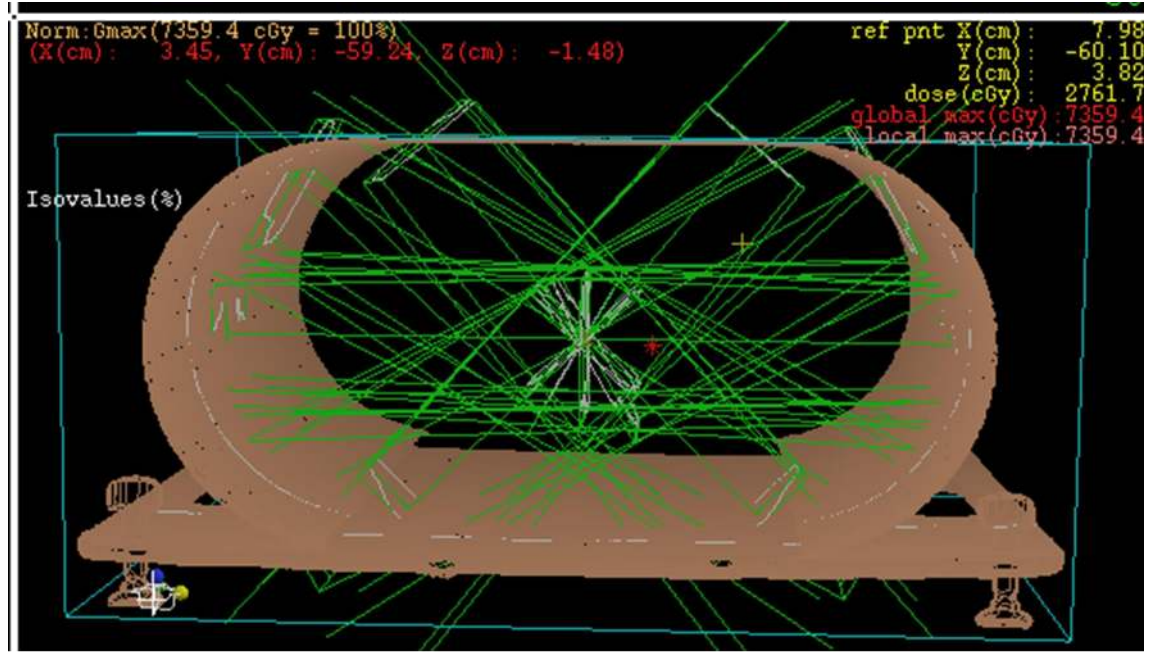
- HANSEN, E.K., ROACH, M III. 2010. Handbook of evidence-based radiation oncology 2nd Edition. Springer Science+Business Media, 706 p.
- HAYASHI, N., SHIBAMOTO, Y., OBATA, Y., KIMURA, T., NAKAZAWA, H., HAGIWARA, M., HASHIZUME, C.I., MORI, Y. and KOBAYASHI, T. Megavoltage Photon Beam Attenuation by Carbon Fiber Couch Tops and its Prediction Using Correction Factors. *Journal of Radiation Research*, 51 (1): 455–463.
- HEATEN, R. 2012. Good practices in radiotherapy delivery: Is an independent MU calculation a necessity or a waste of time?. ISRRT World Congress and CAMRT Annual General Conference, Toronto, Canada.
- IAEA. 2000. Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy. International Atomic Energy Agency Safety Reports Series No. 17, Austria.
- IAEA. 2001. Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in Panama. International Atomic Energy Agency Report of a Team of Experts 26 May – 1 June 2001, Austria.
- IAEA. 2004. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. International Atomic Energy Agency technical reports series no. 430, Vienna.
- IBA. 2014. Detectors for relative and absolute dosimetry ionization chambers and diode detectors. <http://www.iba-dosimetry.com/>. [Son erişim tarihi: 27.04.2015].
- ICRU. 1963. Radioactivity. Report 10e of The International Commission on Radiological Units and Measurements. Natl. Bur. Std, USA.
- ICRU. 1973. Report No 23 of The International Commission on Radiological Units and Measurements, USA.
- ICRU. 1992. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. ICRU REPORT 48, International Commission on Radiological Units and Measurements, USA.
- KALENDER, W. A. 2006. X-ray computed tomography. *Physics in Medicine and Biolog*, 51 (1): 29-43.
- KARAÇAM, S.Ç. 2010. Radyoterapide kalite kontrol ve temini. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Tıbbi Radyofizik kursu. İstanbul.
- KARAOĞLU, B. 2008. Fen ve mühendislikte modern fizik. Okutman yayıncılık, Ankara.
- KHAN, F.M. 2010. The physics of radiation therapy the 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.

- LEHNERT, S. 2007. Biomolecular Action of Ionizing Radiation. Taylor & Francis Group, USA.
- LEVITT, S.H., PURDY, J.A., PEREZ, C.A., POORTMANS P. 2012. Technical basis of radiation therapy: practical clinical applications. Springer, Verlag Berlin. 520 p.
- NATASABAPATHI, G. 2012. Modern practices in radiation therapy. Published by InTech, Croatia.
- NCS. 2005. Quality assurance of 3-D treatment planning systems for external photon and electron beams. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry Subcommittee Treatment Planning Systems, Netherlands.
- NORDSTRÖM, F. 2012. Quality assurance in radiotherapy development and evaluation of new tools for improved patient safety in external beam therapy. Medical Radiation Physics Faculty of Science Lund University, Malmö.
- PEREZ, C.A., BRADY, L.W. and HALPERİN, E.C. 2008. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, 5th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.
- PODGORSK, E. B. 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna.
- PROOIJEN, M.V., KANESALİNGAM, T., ISLAM, M.K., HEATON, R.K. 2010. Assessment and management of radiotherapy beam intersections with the treatment couch. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 11 (2): 128-139.
- PTW. 2009. Ionizing radiation detectors, Germany. <http://www.ptw.com/>. [Son erişim tarihi: 27.04.2015].
- ROCHE, M., MAHOU-LAGO, S.M., CRATREE, T. 2013. Accounting for the effects of carbon fibre treatment couches in the XiO treatment planning system. XVII International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR 2013). *Journal of Physics: Conference Series* 489.
- SEPPALA, J.K.H., KULMALA, J.A.J. 2011. Increased beam attenuation and surface dose by different couch inserts of treatment tables used in megavoltage radiotherapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 12 (4): 15-23
- SERWAY, R.A., BEICHNER, R.J. 2005. Fen ve Mühendislik İçin Modern Fizik. Palme yayıncılık, Türkiye.
- TANIR, A.G., BÖLÜKDEMİR, M.H., KOÇ, K. 2013. Radyasyon ve radyasyondan korunma fiziği. Palme yayıncılık, Ankara.

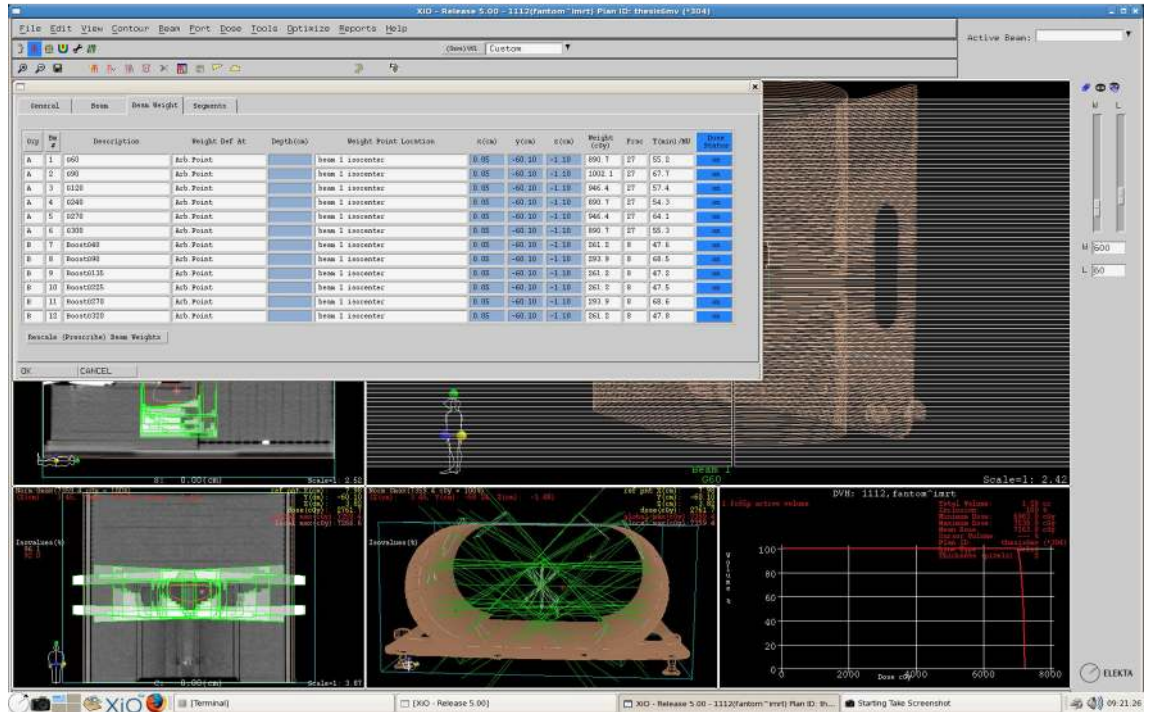
- TSOULFANİDİS, N. 1995. Measurement and detection of radiation, second edition. 1983 Taylor & Francis, USA.
- VAN DYK, J. 1999. The modern technology of radiation oncology a compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists Volume 1. Madison, Wisconsin.
- WHO. 2008. Radiotherapy Risk Profile World Health Organization, Switzerland.
- XING, L., CHEN, Y., LUXTON, G., LI, J. G., and BOYER, A. L. 2000. Monitor unit calculation for an intensity modulated photon field by a simple scatter-summation algorithm. *Physics in Medicine and Biology*, 45 (3): 1-7.

8. EKLER

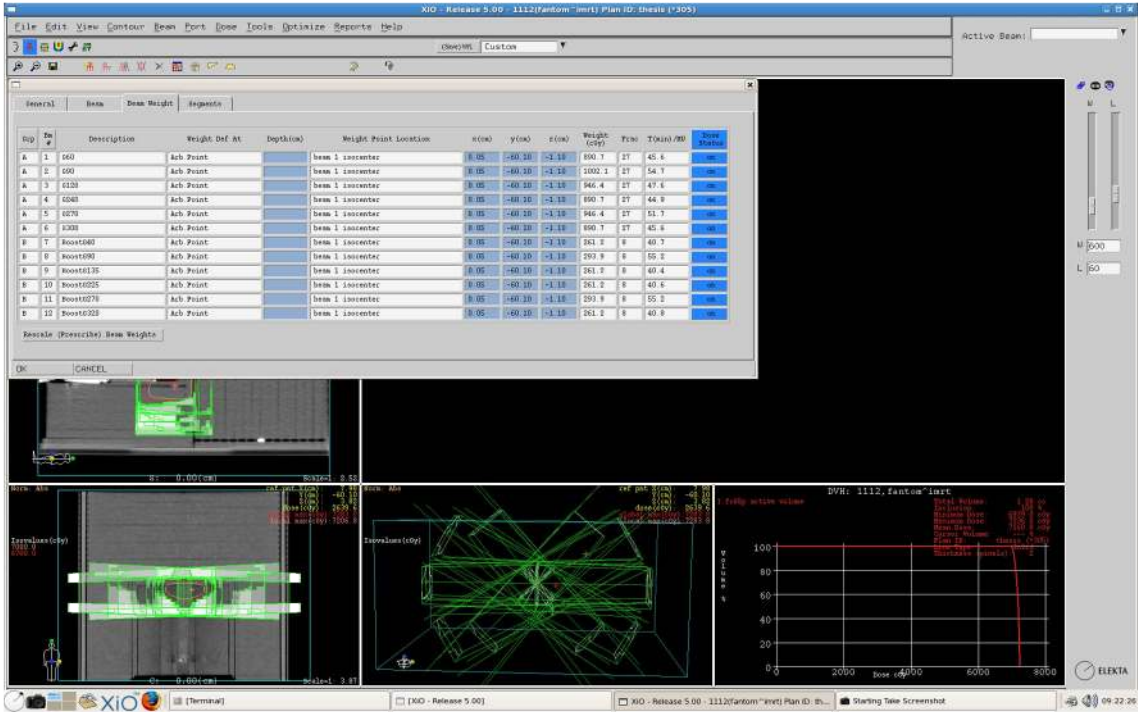
Ek 1. TPS'te masa eklenmeden oluşturulan 6 alanlı konformal plan.



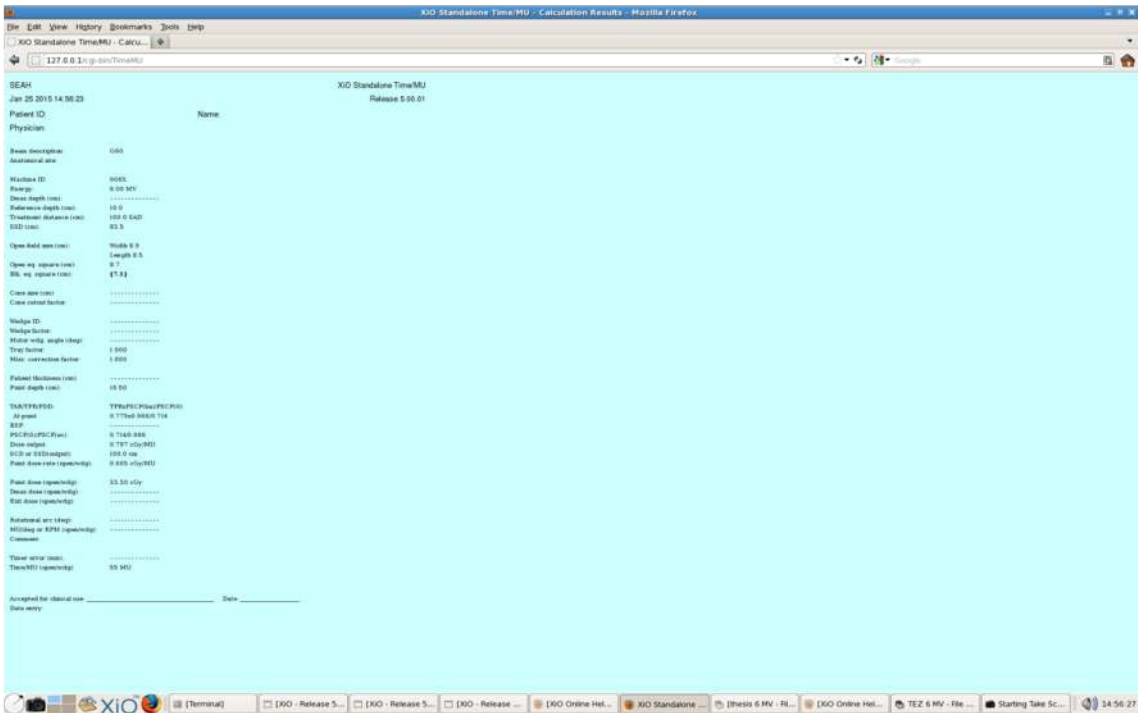
Ek 2. TPS'te masa eklenmeden oluşturulan 6 MV foton enerjili planın demet bilgileri.



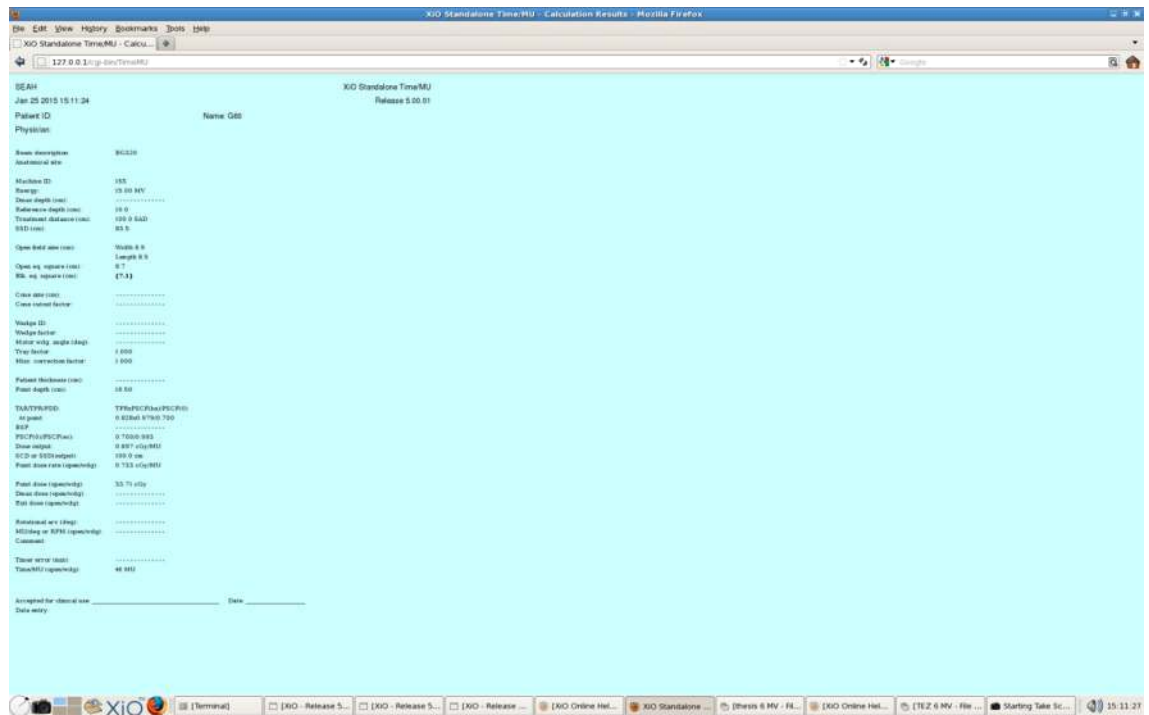
Ek 3. TPS’te masa eklenmeden oluşturulan 15 MV foton enerjili planın demet bilgileri.



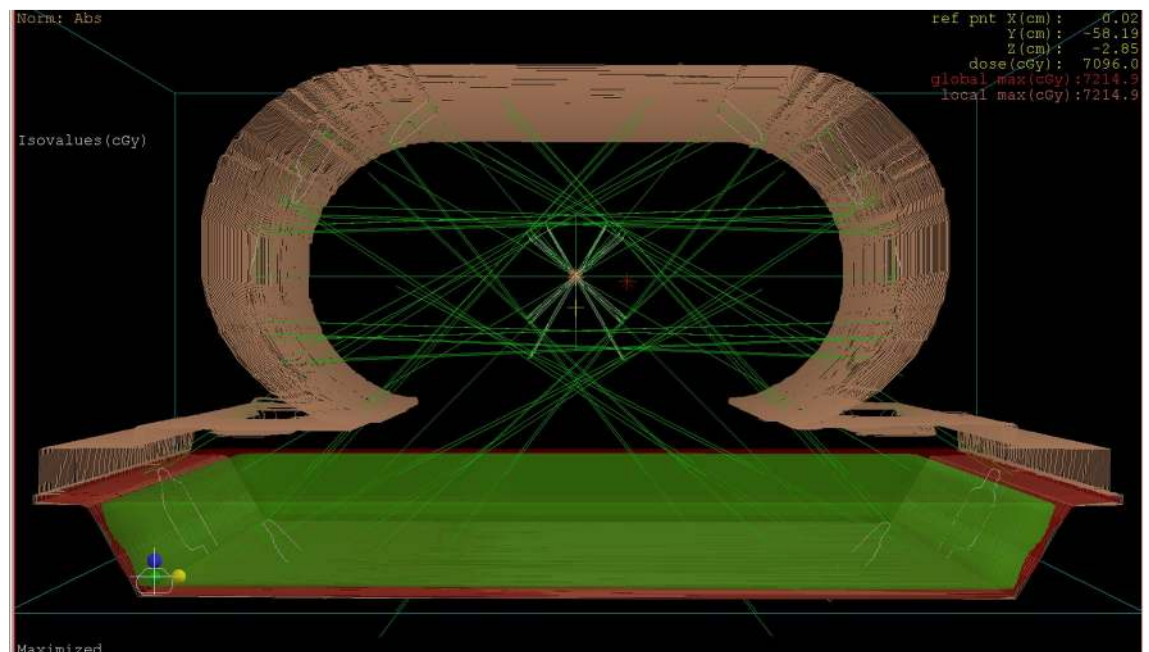
Ek 4. “XIO Standalone”da masa eklenmeden oluşturulan 60° gantry açılı 6 MV foton enerjili demet bilgileri.



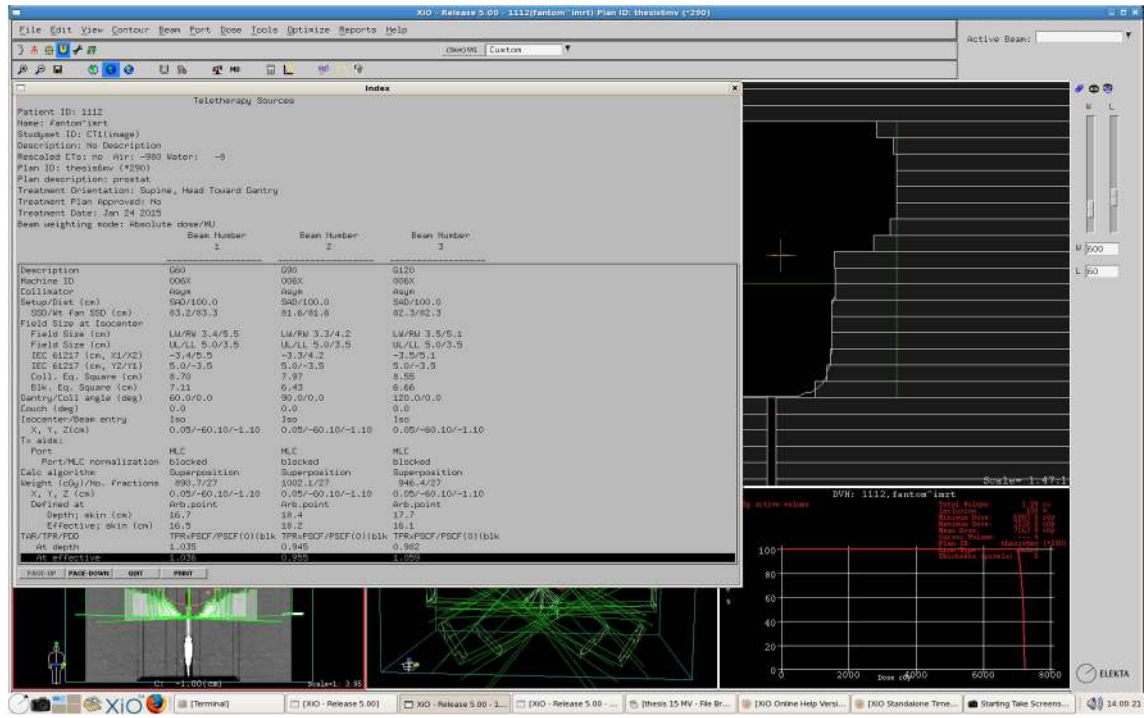
Ek 5. “XIO Standalone”da masa eklenmeden oluşturulan 60° gantry açılı 15 MV foton enerjili demet bilgileri.



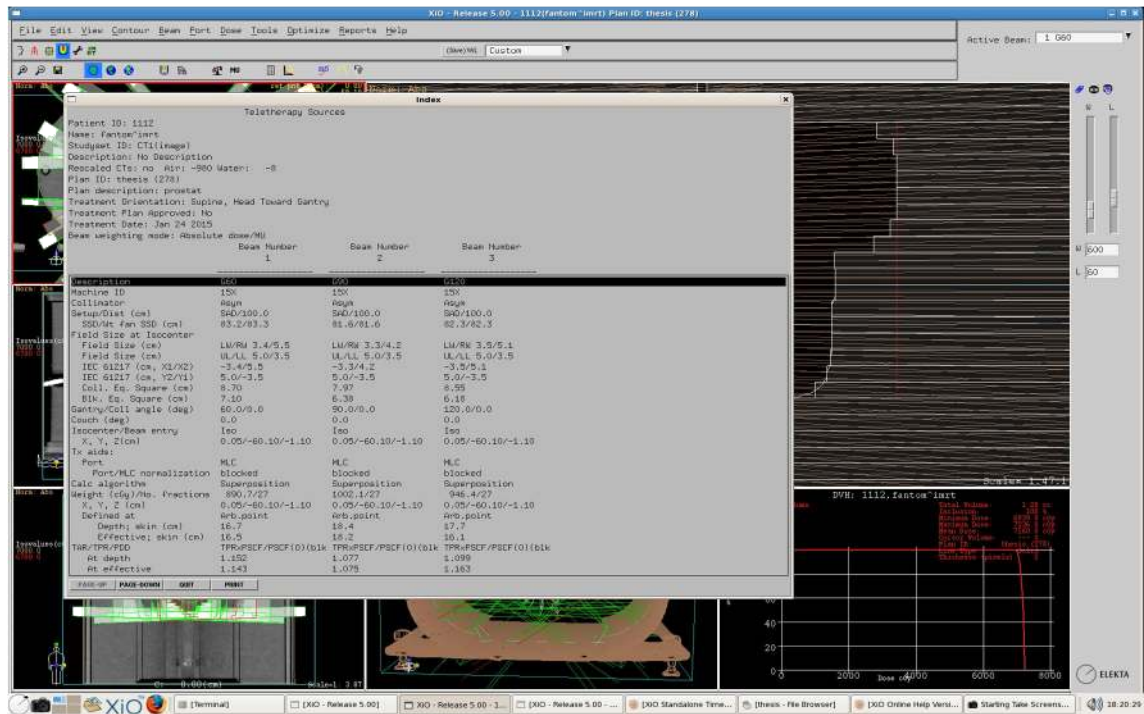
Ek 6. TPS’te masa eklenerek oluşturulan 6 alanlı konformal plan.



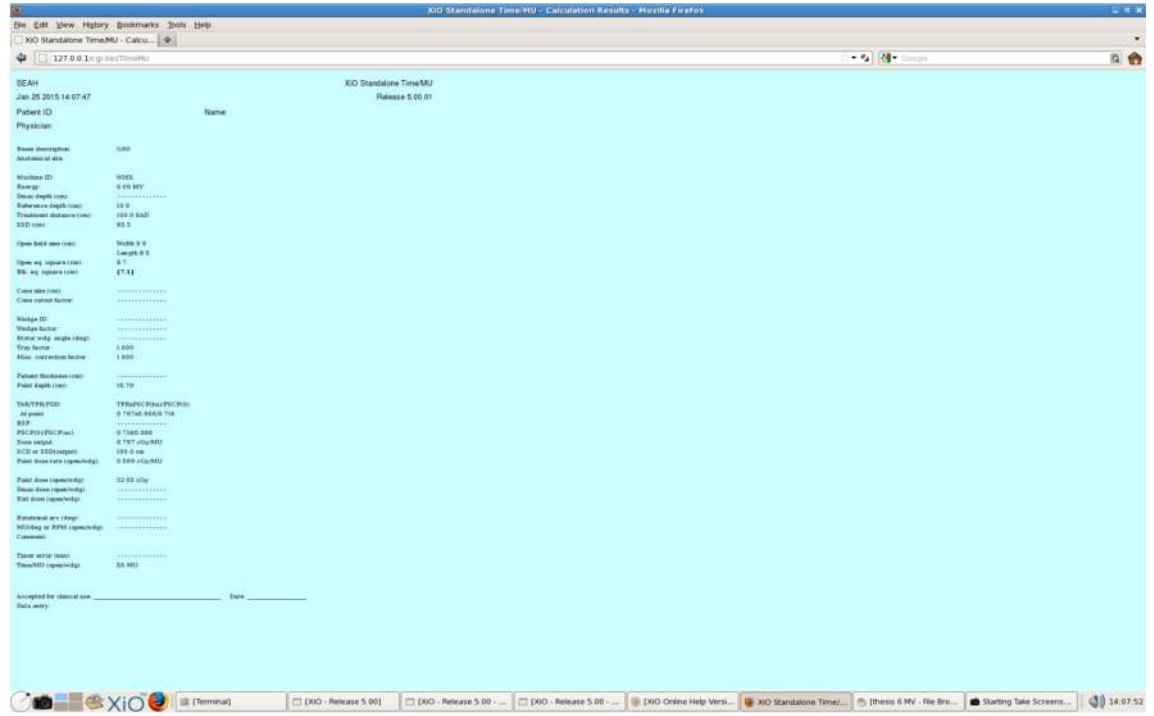
Ek 7. TPS'te masa eklenerek oluşturulan 6 MV foton enerjili planın demet bilgileri.



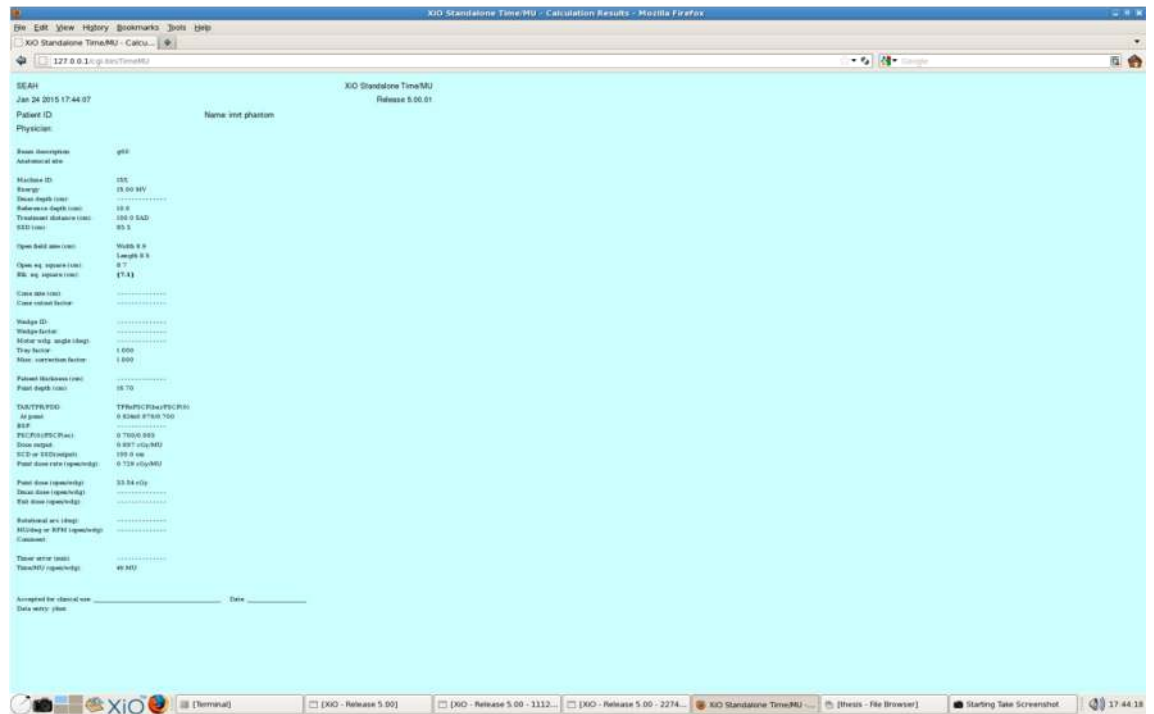
Ek 8. TPS'te masa eklenerek oluşturulan 15 MV foton enerjili planın demet bilgileri.



Ek 9. “XIO Standalone”da masa eklenerek oluşturulan 60° gantry açılı 6 MV foton enerjili demet bilgileri.



Ek 10. “XIO Standalone”da masa eklenerek oluşturulan 60° gantry açılı 15 MV foton enerjili demet bilgileri.



ÖZGEÇMİŞ



Yılmaz BİLEK 09.07.1984 yılında Mersinde doğdu. İlkokulu Mersinde orta ve lise eğitimini ise Adana'da tamamladı. 2008 yılında Akdeniz Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nden, 2009 yılında Anadolu Üniversitesi İşletme Fakültesi İşletme bölümünden, 2011 yılında ise Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tezsiz yüksek lisans programından mezun oldu. 2011 yılında Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nde Medikal Fizik Alanında Yüksek Lisansa başladı. Yüksek Lisans eğitimi süresince 2 yıl Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak bulundu. 2013 Ağustos-2014 Temmuz tarihleri arasında RTE Üniversitesi Rize Eğitim ve araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümü, 2014 Temmuz-2015 Nisan tarihleri arasında Samsun Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisinin yanı sıra Medikal Fizikçi olarak bir çok radyoterapi merkezinde çalıştı.

KATILDIĞI KURSLAR, SERTİFİKALAR

Temel Network Kursu, 21.03-26.06.2008, Antalya.

XIII. Medikal Fizik Kongresi, 17-19.11.2011, İzmir.

İstanbul Aydın Üniversitesi Monte Carlo Yaz Okulu, 24-28.06.2013, İstanbul.

XIV. Medikal Fizik Kongresi, 21-24.11.2013, Antalya.

Advances In Radiotherapy 2, 08-09.03.2014, İzmir.

11. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 23-27.04.2014, Antalya.

Radyasyondan Korunma Derneği 3. Bilgi Paylaşım Günleri "IGRT", 17.05.2014, Antalya.

Radyasyondan Korunma Derneği 4. Bilgi Paylaşım Günleri "IMRT'de küçük alan dozimetrisi", 13.12.2014, Antalya.

Medikal Fizik Derneği Radyoterapi Tedavi Planlarının Değerlendirilmesi ve Optimizasyonu Kursu, 21.03.2015, Ankara.

XV. Medikal Fizik Kongresi, 16-19.05.2015, Trabzon.

BİLİMSEL ÇALIŞMALAR

Yılmaz BİLEK, Sema YILMAZ RAKICI, Yunus ÇINAR, Hasan MORCALI. 2014. 11. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi P-301. Antalya, Türkiye.

Yılmaz BİLEK, Ayşegül ŞAHİN, Özden KARAOĞLANOĞLU, Nina TUNÇEL. 2015. Radyoterapide Kullanılan Tedavi Masasının Dozimetrik Etkisinin İncelenmesi. Fantomu için Doz Düzeltme Faktörünün Değerlendirilmesi. XV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi P-19. Trabzon, Türkiye.

Yılmaz BİLEK, Hülya ÖZDEMİR, Nina TUNÇEL. 2015. SP34 Model Katı Su Fantomu için Doz Düzeltme Faktörünün Değerlendirilmesi. XV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi P-52. Trabzon, Türkiye.

Yılmaz BİLEK, Selma KAN, Ayşegül ŞAHİN, Nina TUNÇEL. 2015. Elektron Demetlerinde Pencil Beam Algoritmasının Blok ve Bolus Varlığında Dozimetrik Yetersizliklerinin Tespiti. XV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi P-59. Trabzon, Türkiye.

Yılmaz BİLEK, Selma KAN, Ahmet ÇALIŞIR, Nina TUNÇEL. 2015. Küçük Alanlar İçin S_{cp} Faktörü Ölçümlerinde Farklı Tip ve Hacimli Detektörlerin Karşılaştırılması. XV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi P-68. Trabzon, Türkiye.

Yılmaz BİLEK, Hatice TATAROĞLU, Yunus ÇINAR, Nina TUNÇEL. 2015. Farklı MLC Yapıları için Lif Geçirgenliği ve Sızıntılarının Karşılaştırılması. XV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi P-149. Trabzon, Türkiye.

Gülşah KOCA, Nina TUNCEL, Yunus ÇINAR, Yılmaz BİLEK, Sema RAKICI. 2015. Farklı fantom boyutlarının geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi cihazındaki dozimetrik ölçümlere etkisinin incelenmesi. XV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi P-128. Trabzon, Türkiye.