



T. C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNDE HESAPLANAN DOZ DAĞILIMININ
DOZİMETRİK KONTROLÜ

Sevim ŞAHİN

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Bursa-2010



T. C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNDE HESAPLANAN DOZ DAĞILIMININ
DOZİMETRİK KONTROLÜ

Sevim ŞAHİN

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Danışman: Doç. Dr. Orhan GÜRLER

Bursa-2010

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Bu tez, jürimiz tarafından Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Adı ve Soyadı

İmza

Tez Danışmanı Doç. Dr. Orhan GÜRLER

Üye Prof. Dr. Lütfi ÖZKAN

Üye Doç. Dr. Orhan GÜRLER

Üye Doç. Dr. Meral KURT

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunun tarih,
sayılı toplantısında alınan numaralı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr.Gürsel SÖNMEZ
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

İÇİNDEKİLER

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	III
ÖZET.....	IV
SUMMARY	V
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ	2
2.2. RADYOTERAPİDE KULLANILAN VOLÜM KAVRAMLARI.....	3
2.2.1. Tanımlanabilir tümör hacmi (GTV):	3
2.2.2. Klinik hedef volüm (CTV):	3
2.2.3. Planlanan hedef volüm (PTV):	4
2.2.4. Tedavi volümü:	4
2.2.5. Işınlanan volüm:	4
2.2.6. Riskli organ (OAR):	4
2.2.7. Planlanan riskli organ volümü (PRV):	5
2.3. DOZ TANIMLAMALARI.....	5
2.3.1. Düzey I.....	5
2.3.2. Düzey II	5
2.3.3. Düzey III.....	6
2.4. DOZİMETRİK PARAMETRELER	6
2.5. ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ PLANLAMASI.....	8
2.6. TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ ALGORİTMALARI.....	9
2.6.1. Düzeltme / ölçüm tabanlı algoritmalar	9
2.6.2. Model tabanlı algoritmalar	9
2.6.2.1. Primer foton akışının modellenmesi.....	10
2.6.3. Monte Carlo tabanlı algoritmalar.....	10
2.7. RADYOTERAPİDE KALİTE KONTROL	11
3. GEREÇ VE YÖNTEM	13
3.1. GEREÇ	13
3.1.1. Siemens MD2 lineer hızlandırıcı.....	13
3.1.2. CMS XIO tedavi planlama sistemi.....	13

3.1.3.	PTW Farmer iyon odası	13
3.1.4.	PTW Semiflex İyon Odası	14
3.1.5.	PTW PinPoint iyon odası.....	14
3.1.6.	PTW 2D-Array	15
3.1.7.	RW3 Su eşdeğeri katı fantom.....	15
3.1.8.	Elektrometre	15
3.1.9.	Wedge filtreler.....	16
3.2.	YÖNTEM.....	16
3.2.1.	İyon odası ölçümleri	16
3.2.2.	2D-Array ölçümleri	17
4.	BULGULAR.....	18
4.1.	İYON ODASI İLE YAPILAN ÖLÇÜM SONUÇLARI.....	18
4.2.	2D-ARRAY İLE YAPILAN ÖLÇÜM SONUÇLARI	19
5.	TARTIŞMA VE SONUÇ	35
6.	KAYNAKLAR.....	38
	TEŞEKKÜR	40
	ÖZGEÇMİŞ	41

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

MV: Milyon volt

MU: Monitör unit

SSD: Kaynak yüzey mesafesi (source to skin distance)

SID: Kaynak izomerkez mesafesi (source isocenter distance)

TPR: Doku-fantom oranı (Tissue-phantom ratio)

TAR: Doku-hava oranı (Tissue-air ratio)

%DD: Yüzde derin doz

BTPS: Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi

BEV: Beam eye view

DVH: Doz-volüm histogramı

DRR: Sayısal yapılandırılmış radyografi (Digital reconstructed radiography)

BT: Bilgisayarlı tomografi

MRI: Manyetik rezonans görüntüleme

SPECT: Tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi

G: Gantry açısı

W: Wedge filtre

ÖZET

Çalışmanın amacı, 3 boyutlu bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz değerleri ile farklı hacimli iyon odaları ve Linear 2D-Array kullanılarak ölçülen dozları karşılaştırarak dozimetrik kontrolü sağlamaktır.

Çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezinde bulunan çeşitli dozimetrik donanım ve tedavi cihazı kullanıldı. Belirlenen alan boyutları, katı fantom üzerinde oluşturularak; Farmer, Semiflex ve PinPoint iyon odaları ile açık alan ölçümler alındı. Her bir alan için 3'er kez ölçüm yapılarak ortalamaları alındı. Aynı alanlar BTPS'de oluşturuldu ve nokta doz okumaları yapıldı. Cihazda ölçülen ve BTPS'de okunan değerler karşılaştırıldı.

6 MV foton enerjisi için, hassas volümlü 0.015cm^3 olan PinPoint iyon odasının en yüksek doz okuması yaparken, 0.6cm^3 hacimli Farmer iyon odasının en düşük doz okuması yaptığı görülmektedir. BTPS ile en uyumlu sonuçlar Semiflex iyon odası ile elde edilmiş, en küçük alan olan $3\times 3\text{cm}^2$ hariç, %1.5'dan az olduğu görülmüştür. 15 MV foton enerjisinde ise iyon odası ölçümlerinde, BTPS ile % fark 8.5 'a ulaşmıştır. Semiflex iyon odası en yüksek doz okuması yaparken, BTPS ile en uyumlu ölçüm Farmer iyon odası ile elde edilmiştir.

Linear 2D-Array kullanılarak açık alan, izosentrik, oblik ve wedge filtrelili alanlarda ölçümler alındı, yine aynı alanlar BTPS'de oluşturularak nokta doz okumaları yapıldı ve alan profilleri oluşturuldu. PTW Verisoft yazılımı kullanılarak, ölçülen ve planlanan alanların izodoz dağılımları karşılaştırıldı, X ekseni ve Y ekseni profilleri elde edildi.

2D-Array kullanılarak yapılan tüm okumalarda merkezi eksende BTPS ile uyum gözlenirken, build-up ve penumbra bölgelerinde %20'lere çıkan fark gözlenmektedir. Bu bölgelerde gözlenen uyumsuzluğun nedenleri; build-up bölgesindeki dozun değişken olması, hesaplama algoritmalarının yetersiz kalması, doğru ölçüm yapmanın zorluğu ve planlama sistemlerinde ışın modellemesi sırasında ölçülen profiller ile algoritma tarafından oluşturulan profillerin penumbra bölgelerinde tam olarak çakışmaması olarak bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapide kalite kontrol, Linear 2-D Array, Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi

SUMMARY

Dosimetric control of dose disturbance calculated in computerized treatment planning system.

The purpose of this study is to provide the dosimetric control by comparing the dose values calculated in computerized treatment planning system and measured by using Linear 2D-Array and ionization chambers of various volumes.

In this study, various dosimetric equipment and treatment devices of Uludağ University Faculty of Medicine Radiotherapy Department. Determined fields were set up on the solid water phantom, then measured by using Farmer, Semiflex and PinPoint ion chamber. For each field, measurement was applied for 3 times to get average of the measured values. Same fields were created in CTPS and dose values were calculated, then both of the results were compared.

For 6 MV, sensitive volumed 0.015 cm^3 Pinpoint ion chamber measured the top dose values whereas 0.6 cm^3 Farmer ion chamber measured the low values. The most compatible results with CTPS were obtained by Semiflex ion chamber, except $3 \times 3 \text{ cm}^2$ the smallest field, difference was found less than 1.5 %. For 15 MV, the difference between CTPS and ion chamber results were 8.5 %. Semiflex ion chamber measured the top dose values, furthermore the most compatible results with CTPS were obtained by Farmer ion chamber.

By using Linear 2D-Array, measurements were done in open, isocentric, oblique and wedge filtered fields, likewise the fields were created in CTPS and dose values were calculated, field profiles were obtained, then by using PTW Verisof software, measured and planned fields' dose disturbances were compared, and X-axis and Y-axis profiles were also obtained. However, in each measurement using by 2D-Array, concordance was observed with CTPS in central axis, the difference reached 20 % in build-up and penumbra regions. The reasons of this discordance are found as; variable dose around build-up region, inadequacy of calculation algorithm, difficulty of correct measurements and not to obtain the exact superpose of profiles' penumbra region.

Keywords: Quality assurance in radiotherapy, Linear 2-D Array, Computerized treatment planning system

GİRİŞ

Kanser günümüzün en önemli sağlık problemlerinden biridir. Dünya çapında tüm kanser hastalarının ortalama olarak yarısından fazlası radyoterapi ile tedavi edilmektedir. Son yıllarda radyasyon onkolojisinde teknolojik gelişmeler çok hızlı ilerlemektedir. Bu hızla gelişmeye katkıda bulunan başlıca gelişme bilgisayar teknolojileridir.

Tedavi planlama sistemleri eksternal radyoterapide hedef volüme maksimum dozu verirken, normal dokularda minimum komplikasyonu oluşturan doz dağılımını elde etmek amacıyla alan şeklini ve ışının yönünü belirlemek için kullanılır. Bilgisayarlı tomografi (BT)'lerin gelişimi neticesinde, BT tabanlı bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri (BTPS) gelişti. Bu sistemlerde hastanın anatomisi üzerine süper-empoze doz dağılımlarını istenilen düzlemlerde görmek mümkün olmuştur. İleri düzeydeki tedavi planlama sistemleri hasta anatomisinin, hedef volümün ve doz dağılımlarının üç boyutlu olarak elde edilmesini sağlamıştır. Tedavi planlama sistemlerinde donanım, yazılım ve grafik kartlarında birbirini izleyen gelişmeler, hesaplamalarda kayda değer duruma gelmiş, ayrıca sanal hasta görüntülemeleri mümkün kılınmıştır.

Böylece uygun tedavi alanları kullanılarak tümörü oluşturan hücreler ortadan kaldırılırken sağlıklı dokular minimum zarar görür. Modern bilgisayarlı planlama sistemleri ile sanal ortamda gerçeğe en yakın doz hesaplama algoritmaları oluşturulabilir. Ancak hasta tedavisinde kalitenin sağlanması için BTPS'de hesaplanan doz dağılımlarının dozimetrik araçlar kullanılarak doğruluğunun kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu araçlar, iyon odası, film dozimetre, termoluminesans dozimetre (TLD) veya 2D-Array olabilir.

Tedavi planlama sistemini klinikte kullanmaya başlamadan önce, sistemin kullandığı hesaplama algoritmaları detaylı olarak incelenmelidir. BTPS'deki algoritmalar düzeltme - ölçüm, model ya da Monte Carlo tabanlı olabilir.

Çalışmamızda, Monte Carlo tabanlı convolution algoritması kullanılarak yapılan tedavi planları, farklı hacimlerdeki iyon odaları ve 2D-Array kullanılarak, BTPS' nin kalite kontrolü yapıldı. Kullanılan yöntemlerde elde edilen sonuçlar kıyaslandı. Doz profilleri tedavi planlama sisteminin verileriyle karşılaştırıldı.

GENEL BİLGİLER

Dünyada her yıl yaklaşık 10 milyon insan kanser tanısı almakta ve bu sayı gittikçe artmaktadır. Kanser tedavisi genellikle cerrahi, radyoterapi ve kemoterapiden oluşan, ilgili disiplinlerin birlikte çalışmasını zorunlu kılan bir tedavi yaklaşımını gerektirmektedir. Radyasyon onkolojisi, iyonizan radyasyon kullanarak kanser, bazen de kanser dışı hastalıkların tedavisini, radyasyonun etkilerini, tümörlerin davranışlarını inceleyen ve bu konularda eğitim ve araştırma yapan bir bilim dalıdır.

Tüm kanserli hastaların %60-80'i hastalık tanısı aldıktan sonra geçen süreçte en az bir kez radyoterapi görmekteyirler. Radyoterapinin tedavi etme (küratif), diğer tedavilerin etkinliğini güçlendirme (adjuvan), hastalığa bağlı ağrı, kanama gibi sıkıntıların giderilmesi amaçlı (palyatif) ve koruyucu (profilaktik) amaçlı uygulamaları vardır.

Radyoterapide en önemli kural, tümöre maksimum dozu verirken, çevresindeki riskli organların ve sağlıklı dokuların mümkün olan en az dozu almasını sağlamaktır. Böylece uygun tedavi alanları kullanılarak tümörü oluşturan hücreler ortadan kaldırılırken sağlıklı dokular minimum zarar görür. Tümör kontrolünü arttırmak için de uygun dozun verilmesi gerekir. Bu amaca yönelik olarak üç boyutlu konformal radyoterapi (3D CRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT), organ hareketlerini takip ederek yapılan görüntü takipli radyoterapi (Image Guided Radiation Therapy, IGRT) ve tomoterapi gibi gelişmiş teknikler uygulanmaktadır.

2.1.Üç boyutlu konformal radyoterapi

Üç boyutlu konformal radyoterapi, hastanın tümör ve normal komşu anatomisinin üç boyutlu sayısal verilerinin oluşturulması ile başlayan karmaşık bir süreçtir. Bu veri setleri üç boyutlu bilgisayar görüntüleri oluşturmak ve sağlıklı komşu dokuyu koruyucu özellik taşıyan konformal (odaklı) radyoterapiyi geliştirmek için kullanılır. Böylece kanser hücrelerine yüksek doz radyasyon verilirken, çevre sağlıklı dokuların aldığı doz miktarı anlamlı ölçüde azaltılarak, daha az yan etki ile tümör kontrol oranı oldukça yüksek hale gelir. Üç boyutlu konformal radyoterapi hayati organlara ve dokulara çok yakın yerleşimli dokuları tedavi etmede oldukça etkilidir. Örneğin, üç boyutlu radyoterapi ile baş-boyun bölgesindeki tümörleri tedavi ederken, medulla spinalis, optik lens ve tükürük bezi gibi kritik yapıların oldukça az miktarda doz alması sağlanabilir (1).

Üç boyutlu konformal radyoterapinin uygulanması; BT, manyetik rezonans görüntüleme (MRI), tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi (SPECT) ve ultrason gibi görüntüleme sistemlerinin kullanımı ile hedef volümün uygun şekilde tanımlanabilmesi, üç boyutlu tedavi planlama sistemlerinin klinikte kullanımı ile, her hastanın tedavi edilecek tedavi volümüne uygun alan şekli oluşturabilmek ve güvenilir şekilde üç boyutlu doz dağılımının hesaplanabilmesi, Radyoterapi merkezlerinde modern tedavi cihazlarının kullanılması ve iyonize radyasyonun şekillendirilmiş huzmeler olarak güvenli ve tekrarlanabilirliğinin sağlanarak verilebilmesi ve bu aletlere yoğun kalite güvenilirliği programlarının uygulanabilmesi ile mümkündür (1).

2.2. Radyoterapide kullanılan volüm kavramları

Konformal radyoterapide malign hastalığa sahip bir hastanın tedavisi için ilgili organın, sağlıklı doku ve organ volümlerin sınırlarının üç boyutlu olarak belirlenmesi gerekir. Bu volümler

- Tanımlanabilir tümör hacmi (Gross Tumor Volume, GTV),
- Klinik hedef volüm (Clinical Target Volume, CTV),
- Planlanan hedef volüm (Planning Target Volume, PTV),
- Tedavi hacmi (Treated Volume),
- Işınlanan volüm (Irradiated Volume),
- Riskli organ (Organs at Risk) ve
- Planlanan riskli organ hacmi (Planning Organ at Risk Volume, PRV).

2.2.1. Tanımlanabilir tümör hacmi (GTV):

Tümör hacmi (GTV) tanımlanabilir, sınırları belirgin kitlenin bulunduğu ve malign büyümenin olduğu yerdir. Genişliği ve miktarı BT, MRI, radyografi, ultrason ve pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığı ile tayin edilebilir (2).

2.2.2. Klinik hedef volüm (CTV):

Klinik hedef volüm (CTV) tanımlanabilir tümör hacmi (GTV)'ni ve/veya yok edilmesi gereken sub-klinik malign hastalığı içeren doku hacmidir. Radyoterapinin

amacına ulaşabilmesi için bu hacmin tamamen tedavi edilmesi zorunludur (2).

2.2.3. Planlanan hedef volüm (PTV):

Planlanan hedef volüm (PTV), tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım, önceden belirlenen ve klinik hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılır (2).

SM (Set-up margin)

Tedavi süresince hasta set-up'ında değişiklikler (hasta pozisyon değişikliği, aygıtların mekanik farklılığı, dozimetrik farklılıklar, set-up hataları, BT/simülatör/tedavi aygıtı-koordinat hataları, insan faktörü) hedef volümde değişikliğe yol açar. Bu yüzden planlanan hedef hacmin belirlenmesinde hasta ve ışın pozisyonuna bağlı günlük değişiklikler (SM) göz önüne alınmalıdır.

IM (Internal Margin)

Planlanan hedef volüm fizyolojik nedenlerle oluşan CTV içindeki anatomik yapıların şekil, boyut ve pozisyon değişikliklerini içermelidir (2).

Solunum, mesane-rektum doluluğu/boşluğu, kalp atımı ve bağırsak hareketleri gibi fizyolojik değişiklikler internal margini oluşturmaktadır.

Sonuç olarak PTV; CTV, IM ve SM'nin toplamına eşittir. (2).

2.2.4. Tedavi volümü:

Tedavi volümü planlanan volüm absorbe doz değerindeki izodoz eğrisiyle çevrilmiş volümdür. Tedavi tekniklerinin sınırlı olması nedeniyle belirlenen absorbe dozu sadece target veya planlanan volüme vermek imkansızdır. Bu nedenle tedavi hacmi planlanan hedef volümden daha büyüktür (2).

2.2.5. Işınlanan volüm:

Işınlanan volüm normal doku toleransına göre önemli sayılan bir absorbe dozu alan, tedavi volümünden daha büyük bir volümdür. Işınlanan hacmin absorbe doz seviyesi, tanımlanan absorbe dozun % si olarak ifade edilir. Işınlanan volüm kullanılan tekniğe bağlıdır (2).

2.2.6. Riskli organ (OAR):

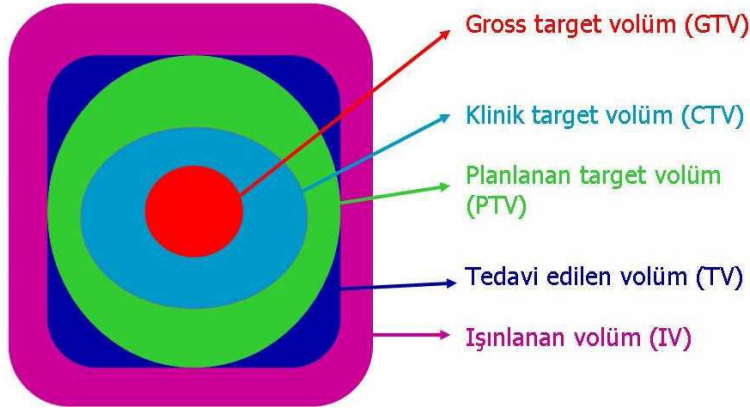
Riskli organ (kritik normal yapı), radyasyon hassasiyeti olan, tedavi

planlamasını ve/veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokular (omurilik, göz lensi vs.)'dır (2).

2.2.7. Planlanan riskli organ volümü (PRV):

Hasta hareketiyle riskli organ da hareket eder ve fizyolojik değişikliklere maruz kalır. Bu nedenle ilave marjlarla planlanan riskli organ hacmi belirlenir. Risk altındaki organlarda beklenmedik yüksek dozları önlemek için PTV içindeki hacmini belirlemek ve PTV\PRV ilişkisine göre doz düzenlemesi yapmak gerekir (2).

Tüm volüm kavramları Şekil 1'de şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil-1. Radyoterapide kullanılan volüm kavramları

2.3. Doz tanımlamaları

Doz tanımlamaları üç düzeyde yapılır.

2.3.1. Düzey I

Temel teknik, referans nokta dozu tanımlanır, PTV içindeki minimum ve maksimum doz noktaları standart izodoz eğrileri ve derin doz tablolarından yararlanılarak tahmin edilebilir. Her merkezin en az tanımlaması gereken düzeydir, ancak gelişen teknolojilerle sadece palyatif tedavilerde referans nokta tanımları önerilmelidir.

2.3.2. Düzey II

İleri teknikte BT ve MR görüntülerinden yararlanılarak GTV; CTV, PTV, OAR ve PRV tanımlanır. Ayrıca tüm planlarda ve volümlerde geçerli doz dağılımlarını göstermek, inhomojenite düzeltmelerini yapmak mümkündür. Kalite güvenilirliği programlarının olması ve uygulanması gereklidir.

2.3.3. Düzey III

Gelişmekte olan teknikleri içerir. IMRT gibi teknikler için standardizasyon geliştirilememiştir.

Hangi düzey olursa olsun PTV içindeki minimum ve maksimum dozla, ICRU (International Commission on Radiation Units) referans nokta dozu mutlaka tanımlanmalıdır. Ayrıca OAR'ların dozları tanımlanmalı ve eğer tolerans dozları sınırları zorlanıyorsa doz-volüm histogramı (DVH) yardımıyla aşan dozlar ve volümler saptanmalıdır (Düzey II).

Planlanan tedavi volümü içinde doz dağılımının homojen olması gerekir ve +%7; -%5 izodoz farklılığına izin verilir. Doz tanımlamalarında D_{max} , D_{min} ve Hot spots parametreleri büyük önem taşır.

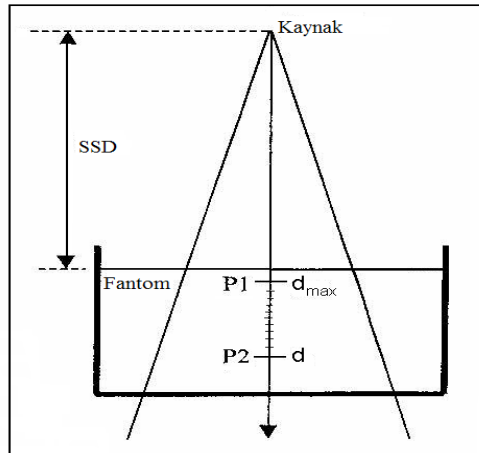
D_{max} : PTV ve riskli organdaki maksimum doz noktasıdır, 3 boyutlu planlamada volümdür ve 15 mm üzerindeki hacimler anlamlıdır ve kaydedilmelidir.

D_{min} : PTV'deki minimum doz noktasıdır, volüm limiti yoktur.

Hot spots (sıcak nokta): PTV dışındaki yüksek doz alanlarıdır. % 100'ün üzerindeki izodozların geçtiği ve 15 mm'den büyük çapta anlamlıdır, özellikle riskli organlarda dikkat edilmelidir.

2.4. Dozimetrik parametreler

i) **%DD:** Maksimum doz derinliğindeki doza göre dozun derinlikle değişimini % olarak veren değerdir. Şematik izahı Şekil 2'de gösterilmiştir. %DD, herhangi bir d derinliğindeki soğurulan dozun, merkezi eksen boyunca d_0 (d_{max}) referans derinliğinde soğurulan doza oranıdır.



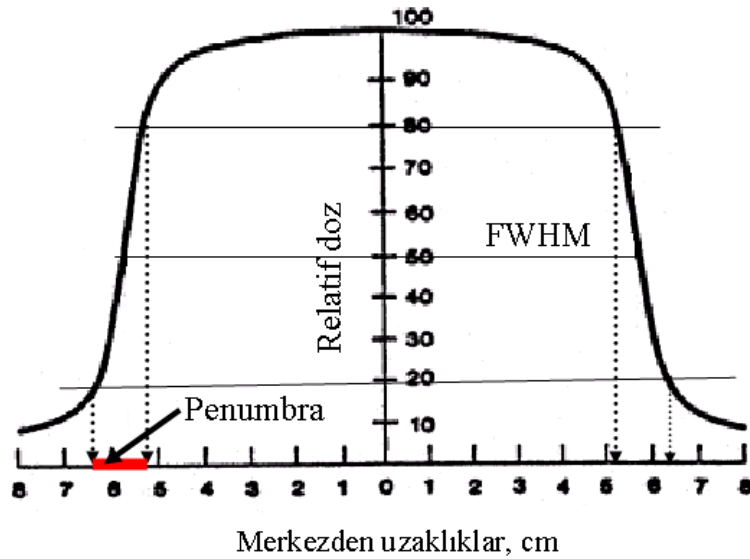
Şekil-2. Yüzde derin doz ölçümünün şematik gösterimi

ii) Doz verimi: Belli bir alan boyutunda ve kaynak cilt mesafesinde (SSD) birim zaman veya birim monitör unit (MU) başına absorbe dozdur. cGy/ dakika veya cGy/MU ile ifade edilir.

iii) Penumbra: Fiziksel ve geometrik penumbra olmak üzere iki şekilde tarif edilir. Fiziksel penumbra %80 ve %20 'lik izodoz eğrileri arasındaki yatay mesafedir. Geometrik penumbra ise kaynak çapı, ölçüm derinliği, kaynak izomerkez uzaklığına (SSD ve SAD değerlerine) bağlıdır. Asimetrik alanlarda ise kolimatör yapısından kaynaklanan penumbra değişiklikleri gözlenebilir.

iv) Kalite İndeksi (D20/10, TPR20/10) : D20/10 ölçümünde SSD sabit olup 10 ve 20 cm derinliklerde, TPR20/10 ise SAD=100cm sabit olup yine aynı derinliklerde ölçüm yapılır. 20 cm deki dozun, 10 cm deki doza oranından elde edilir.

v) Doz profili: Doz profili yardımıyla doz düzgünlüğü, simetri ve penumbra ile ışın karakteristikleri hakkında bilgi alırız. Her hangi bir doz profili (Şekil 3), dozun merkezi eksen dışında nasıl değiştiğini gösterir. Özellikle alan topografisi ve penumbranın tanımlanmasına çok uygundur. Doz profillerinde, dozlar, merkezi eksendeki doza normalize edilerek gösterilirler. Herhangi bir derinlik için merkezi eksen de alınan doz, ışın alanının diğer noktalarına göre en yüksek doza sahiptir. Doz, alanın kenarında çok hızlı düşmektedir. Bu bölge, yarı gölge veya penumbra olarak adlandırılır. Sabit SSD'de yüzeyde, merkezi eksenin maksimum dozunun %50'sinin geçtiği yerdeki alan boyutu radyasyon alanı olarak tanımlanır. Doz profilleri, hava ya da fantomda belirli derinliklerde ölçülebilirler.



Şekil-3. Doz Profili'nin şematik açıklaması

vi) Doku fantom oranı (Tissue- Phantom Ratio: TPR) ve doku maksimum doz oranı (Tissue-Maximum Ratio: TMR): TPR, fantomda verilen bir noktadaki dozu, sabit bir referans (genellikle 10 MV'den düşük enerjili fotonlar için 5cm, büyük enerjili fotonlar için 10cm) derinlik noktasındaki doza oranıdır. TPR, herhangi bir derinliğe normalize edilebilen bir genel fonksiyondur. Ancak, kullanılacak referans derinliğinde genel bir fikir birliği yoktur. Eğer d_{max} gibi bir referans noktası alınırsa, TPR'den TMR kavramı ortaya çıkar. Böylece TMR'nin TPR'nin özel bir durumu olduğu anlaşılır.

2.5. Üç boyutlu konformal radyoterapi planlaması

Öncelikle, hastaya tedavi bölgesine göre pozisyon verme ve immobilizasyonun sağlanması gerekir. Üç boyutlu konformal radyoterapi ilgili bölgenin bilgisayarlı tomografi (BT) kesitleri kullanılarak yapılan sanal simülasyon ile başlar. Anatomik bilgi genellikle, anatominin her hangi bir düzlemde ya da 3 boyutta düzenlenebildiği transvers görüntülerden elde edilir. Görüntüleme yöntemine bağlı olarak, görünen tümör, kritik yapılar ve ilgili diğer organ sınırları tüm kesitlerde konturlenir. Radyasyon onkoloğu, görünen tümör, tümör yayılımı şüphesi olan doku ve hasta hareket düzensizliğini dikkate alarak belirlediği marj ile hedef volümleri kontürlemelidir.

Üç boyutlu tedavi planlama sistemi yazılımı ile konturlenen kesitler üzerinde alanlar belirlenir. Bu sistemin en kullanışlı özelliklerinden biri, hedef volüm ve diğer yapıların görülebildiği ışın gözü görüntüsünün (BEV) elde edilmesidir. BEV opsiyonu ile hasta anatomisinin radyasyon kaynağının bulunduğu noktadan görüntüsü elde edilir (1). Huzmenin nokta kaynaktan çıktıktan sonra ayrılması göz önüne alınarak, hedef volüm ve risk altındaki organlara, blokların ve kolimatörlerin doğru yerleştirilmesi sağlanır. Böylece, alan marj belirlemeleri daha sağlıklı yapılabilmekte, PTV'nin yüksek izodoz bölgesi (tanımlanan dozun %95'inden fazla) içinde kalması sağlanabilmektedir.

Tedavi alanları yerleştirilirken planlama sisteminin ekranında gantry, masa, kolimatör açıları gibi parametreler görüntülenir. BTPS ekranında planın transvers, koronal, sagittal görüntüleri ve 3 boyutlu görüntüsü görülebilir.

Enerji, wedge ve ışın ağırlıkları seçildikten sonra planın 3 boyutlu doz hesaplatılması yapılır. Doz dağılımı değerlendirilir ve istenen izodoz dağılımı incelenir. İzodoz dağılımı PTV'yi tam olarak sarıyorsa fraksiyon sayısı, verilmesi gereken tedavi dozu ve izodoz eğrisi seçilir.

Plan değerlendirilip, kabul edildikten sonra BT imajlarından sayısal yapılandırılmış radyografi (DRR) görüntüleri oluşturulur. DRR, üç boyutlu tedavi planının klinik set-up uygulamasında referans imaj görevi görür. DRR görüntüleri film üzerine yazdırılarak hasta dosyasında saklanabilir ya da tedavi planında kullanılan alanlar kontrol edilebilir.

DVH' ları planın değerlendirilmesinde önemli rol oynar. Tedavi planlama sistemlerinde yapılan planların diferansiyel ve kümülatif doz-volüm histogramları elde edilir. Bu histogramlarda; bir plan için GTV, PTV ya da risk altındaki organların aldıkları dozlar ile farklı bir plan için GTV, PTV ya da risk altındaki organların aldıkları dozlar aynı ekranda değerlendirilebilir. Böylece, bu histogramlardan doz-volüm istatistiklerinin değerleri alınabilir ve en uygun plan seçilebilir (1).

2.6. Tedavi planlama sistemi algoritmaları

Genel olarak, üç çeşit algoritma vardır.

2.6.1. Düzeltme / ölçüm tabanlı algoritmalar

Bu algoritmada, referans koşullar altında düzenli tedavi alanları için su fantomunda TAR, TPR, output faktörü ve OAR ölçümleri yapılmalıdır. Hasta dozu, belirli tedavi alanları için doku eksikliği, doku inhomojenitesi gibi pek çok düzeltme uygulanarak bulunur. Bu metot tamamen ölçüm datalarına dayanır ve oldukça hızlıdır. Su fantomunda ölçülen derin dozlar arasında interpolasyon yaparak dozu hesaplar ve çeşitli derinliklerde alınan doz profillerini kullanır. Doku düzensizlikleri, inhomojenite ve ikincil elektronlar doz hesaplamasında göz ardı edilir (3).

2.6.2. Model tabanlı algoritmalar

Bu algoritmada Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanmış olan ışın karakteristikleri kullanılır.

Ortamda oluşan etkileşimlerin birim elementi olan enerji kernelleri Monte Carlo yöntemiyle hesaplanır. Hesaplama tabanlı algoritmalar doz hesaplamasını bu enerji kernellerini kullanarak yapar.

Hastada doz depolanmasına neden olan fiziksel işlemler direkt olarak hesaba katılmak istenirse doz kernellerin tanımlandığı model tabanlı algoritmalar kullanılmalıdır. Doz kernel, farklı seviyelerdeki enerji aktarımını ve primer foton doku etkileşimleri ile oluşan sudaki doz depolanmasını tanımlar. İnhomojen hasta geometrilerinin uygulandığı

durumlarda lokal doku yoğunluklarının dikkate alınması için, doz kerneller boyutlarına göre ayrılık gösterirler.

Model tabanlı algoritmalar, heterojen ortamda absorbe dozun daha gerçekçi tanımlamasını yapar. Bunu sebebi hasta kesitlerindeki Hounsfield Unit ile tarif edilen inhomojen hasta anatomisinin daha iyi uzaysal grid ile örneklenmesidir.

Enerjinin hastada absorblanması, yani doz depolanması model tabanlı algoritmalarda pek çok basamağa ayrılır. Enerji absorpsiyonun hesaplanmasından önce tedavi cihazının radyasyon output'u modellenir. Bu da lineer hızlandırıcıdan elde edilen fotonların primer enerji akışı modellenerek başlar. İlgili modeller suda basit tedavi alanları için ölçülen doz dataları için kalibre edilir. Primer fotonların hesaplanan enerji akışı, hastada enerji absorpsiyon ve transportunun hesabı input data olarak kullanılır (3).

2.6.2.1. Primer foton akışının modellenmesi

Radyasyon alanı; primer, saçılmış foton ve elektronların oluşturduğu kompleks bir alandır. Doğru bir hız hesaplanması için, parçacığın enerji ve hız yönlerinin spektrumu, lateral dağılım ya da akı gibi fiziksel özellikleri temel olarak bilinmelidir. Linak faz uzayının en basit yaklaşıklığı primer fotonların etkin akışı modellenerek sağlanır. Bu modellerdeki temel varsayım enerji spektrumunun demet eksenine göre fotonların lateral lokalizasyonundan bağımsız olmasıdır.

Model tabanlı algoritmaların uygulanması için enerji spektrumunun yanı sıra primer akının uzaysal dağılımı da modellenmelidir. Bunun için önce demet homojenitelerini içine alan primer akı dağılımının uzaysal şekli belirlenir. Foton kaynağı boyunca lateral penumbranın genişlemesi, kolimatör saçılması ve ortam içinde akının atenuasyonu gibi etkileri gerçekleştirmek için başlangıç akışı modifiye edilir (3).

2.6.3. Monte Carlo tabanlı algoritmalar

Madde içinde çok sayıda foton ve parçacığın etkileşimini simüle eden bir yazılımdır. Bu yazılım foton ve elektronların olası etkileşimlerini belirlemek için temel fizik yasaları kullanılır. En doğru doz hesaplama algoritmasıdır.

Monte Carlo hesaplaması iki bağımsız bileşenden oluşur;

1. Cihazınızın tedavi kafasının geometrik dizaynına dayanan lineer hızlandırıcı faz uzayının simülasyonu ve lineer hızlandırıcının Brems targetine çarpmadan önce elektron demetinin karakteristik parametresinin simülasyonu,

2. Hasta içerisindeki enerji absorpsiyon ve transportunun simülasyonu.

Dokudaki dozu hesaplamak için transport denklemi olarak adlandırılan karmaşık bir denklemin çözülmesi gerekir. Bu denklem her hasta için farklıdır ve alan boyutu, şekli radyasyonun enerjisi, demet yönü gibi tedavi koşullarına bağlıdır. Monte Carlo' da transport denklemi çözülerek doz dağılımı hesaplanır. Hasta geometrisi BT imajlarına dayanan doku tiplerinin üç boyutlu dağılımı ile modellenir. Hastadaki foton ve elektronların parçacık akısı Monte Carlo ile modellenen tedavi cihazı parametreleri dikkate alınarak hesaplanır (3).

Hesaplama süresinin çok uzun olması eskiden bir dezavantajdı. Bilgisayarlar ve yazılım kodlarındaki gelişmeler sayesinde günümüzde klinik olarak kullanılmaya elverişli hale gelmiştir.

2.7. Radyoterapide kalite kontrol

Radyoterapide klinik sonuçları en iyi seviyeye getirmek ve tedavi alan her hasta için yüksek ve gerekli kaliteyi sağlamak için kayda değer çaba harcanmaktadır. Radyoterapi süreci oldukça karmaşıktır. İyi radyoterapi sonuçları ve tedavi güvenliği, planlanan radyasyonun belirlenen hedef alana doğru dozda verilmesi ile elde edilir. Radyoterapide kalite kontrolün amacı, planlama ve tedavinin her aşamasında oluşabilecek hataları önlemektir (4). Bu nedenle; tedavi aygıtları ve simülatörlerin, tedavi planlamanın, hastaya ait bilgilerin belli aralıklarla ölçülmesi ve kontrol edilmesi gerekmektedir.

Tedavi cihazının ve simülatörün kalite kontrol programı; geometri, dozimetri, ışın bölgesi ve aksesuarlarla ilgili verileri içerir.

Tedavi planlama sisteminin kontrolünde ışınlarla ilgili veriler (dağılım, enerji, verim), hasta verilerinin (kontur, normal doku) doğruluğunun kontrolünü içerir. Tedavi algoritması ve cihaz ile ilgili bilgilerin eksiksiz olması gerekir. Ayrıca doz modelleme için tedavi planlama sistemlerine girilen ışın karakteristiklerini (%DD, TMR, doz profilleri ve doz verimi faktörleri) doğruluğu çok önemlidir.

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

Tedavi planlama sisteminde kaliteyi sağlamak için, sistem kullanılmadan önce test edilmeli, yazılım ve donanımda istenmeyen ve stokastik değişimleri belirlemek için düzenli aralıklarla kontrol edilmelidir (4). En iyi ölçüm ve hesaplama verileriyle

karşılaştırılarak, girilen bilgilerin sistem tarafından doğru hesaplandığı ve doz dağılım bilgisinin doğruluğu görülmelidir.

Kullanılan doz hesaplama algoritması çeşitli klinik demet konfigürasyonları için doz dağılımlarını yeterli doğrulukla hesaplayabilmelidir. Sistemin doz hesaplama doğruluğunu kontrol etmek için klinikte kullanılan uygulamaları içeren detaylı olarak hazırlanmış bir test setine ihtiyaç vardır.

Doz plan kalite kontrolü, doz planlama sisteminden tamamen bağımsız bir prosedür kullanılarak her bir planın tek tek incelendiği bir uygulama içermelidir. Ayrıca tüm vücut radyoterapi için mutlaka in vivo doz ölçümü yapılmalıdır. İn vivo doz ölçümleri diğer radyoterapi teknikleri için de tavsiye edilir.

Radyoterapi bilgileri kaydedilmeli, bu kayıtlar kullanılarak verilen tedaviler ile ilgili istatistiksel işlemler, görüntüleme, tedavi sonuçları karşılaştırmaları ve tedavide kalite belirlemesi yapılabilir. Tedavi kayıtları, ICRU 38, ICRU 50, ICRU 58, ICRU 62 ve NACP' ye uygun olarak yapılmalıdır (4).

Hasta pozisyonunun günlük doğrulaması, lazerlerin yerlerinde çakışması ve kesin immobilizasyonun sağlanması gerekir. Günlük dozun ölçümü ve alanların portal görüntüleme ile kontrolü gerekmektedir. Herhangi bir aşamada veri uyumsuzluğu ya da planlamada sorun gözlenirse, planlama tekrar gözden geçirilmelidir. Kalite güvenilirliği programları oluşturulmalı ve periyodik kontroller yapılmalıdır (4).

Bir lineer hızlandırıcının doz kalibrasyonu, cihaz tarafından üretilen doz ile monitör unit göstergesi arasındaki uyumun hesaplanmasını esas alır. Kobalt ünitesinin doz kalibrasyonunda ise cihaz tarafından üretilen doz hızının hesaplanması önemlidir. Burada doz; suda absorbe edilen dozu, doz hızı ise, radyasyon ışınının merkez eksenini boyunca suda absorbe edilen doz oranıdır. Doz kalibrasyonu, bu uyumu referans alan boyutunda, açık alan ve tüm wedge filtreli alanlar için hesaplar (4).

GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

3.1.1. Siemens MD2 lineer hızlandırıcı

Bu çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezinde bulunan SIEMENS Mevatron MD2 (SIEMENS AG, USA, 1996) Lineer Hızlandırıcısı kullanılmıştır. Cihaz, 6 ve 15 MV enerjili foton, 5, 7, 8,10,12 ve 14 MeV enerjili elektron huzmeleri üretme kapasitesine sahiptir.

3.1.2. CMS XIO tedavi planlama sistemi

CMS XIO tedavi planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO,USA) ; yeni araçları ve sağlıklı doz hesaplama algoritmalarını birleştirerek doğru dağılımını sağlayan kapsamlı bir 3D IMRT tedavi planlama platformudur. 2D,3D ,çok yapraklı kolimatör (MLC) tabanlı IMRT, katı kompensatör tabanlı IMRT ve brakiterapi gibi tedavi modalitelerini içerir. Dinamik konformal arc terapi ve stereotaktik radyoterapi de ayrıca desteklenmiştir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton ışınları için Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT) standart superposition, FFT convolution, elektron ışınları için 3D pencil beam'dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron hüzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilir ve DVH görüntüleyebilir.

3.1.3. PTW Farmer iyon odası

Doz ölçümlerinde kullanılan PTW marka farmer tipi iyon odası 21.2 mm iç uzunluk ve 3.05 mm iç yarıçapa sahiptir (Şekil 4). 0.6 cm³ hassas hacme sahiptir. Duvar materyali PMMA (Poli Metil Metakrilat yoğunluğu 1.19 g/cm³) ve grafit karışımından yapılmış olup alüminyumdan olan elektrodun çapı 1mm, uzunluğuda 21.9 mm'dir. Hassas hacmin yarıçapı 3.15 mm ve uzunluğu 24 mm'dir. 140 kV 50 MV foton ve

10 MeV - 45 MeV elektron huzmelerini ölçmeye elverişlidir (5).



**Şekil-4. PTW 30010 0,6 cm³ farmer
tipi iyon odası**

3.1.4. PTW Semiflex İyon Odası

PTW 31010 model Semiflex iyon odaları su geçirmez yapıdadır (Şekil 5). Genellikle su fantomunda derin doz, doz profili ve doz dağılımı ölçümleri için kullanımlarının yanında lineer hızlandırıcı ve Kobalt cihazlarıyla yapılan radyasyon alan analizleri için de sıklıkla kullanılır. Kullanıldıkları nominal enerji aralıkları fotonlarda 30 kV ile 50 MV, elektronlarda ise 6 MeV ile 50 MeV aralığındadır. İyon odasının iç çapı 5.5 mm'dir. Maksimum polarizasyon voltajı ± 500 V'tur. Duvar materyali 0.55 mm kalınlığındadır (6).



Şekil-5. PTW Semiflex iyon odası

3.1.5. PTW PinPoint iyon odası

PinPoint thimble odası (Şekil 6) merkezi elektrodu çelik olan, 0.015 cm³ hassas hacimli silindirik su geçirmez iyon odasıdır. Duvarı PMMA kaplı grafit tabakadan oluşur. Duyarlı bölge 2 mm genişlikte ve 5 mm boyundadır. Enerji aralığı Co-60 dan 50 MV fotona kadardır. Nominal iyon odası voltajı ± 400 V'tur (7).

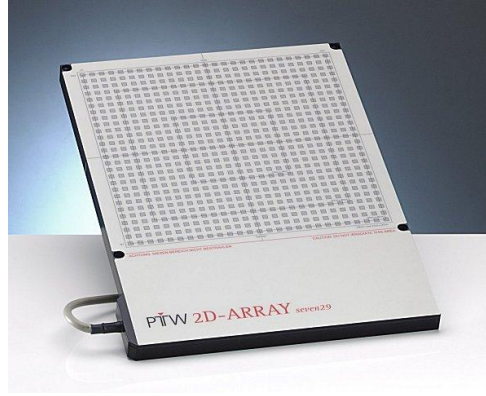


Şekil-6. PTW PinPoint iyon odası

3.1.6. PTW 2D-Array

PTW 2D-Array, radyoterapide kalite kontrol için kullanılan, 729 iyon odalı, iki boyutlu detektör matrisidir (Şekil 7). IMRT plan verifikasyonu ve kalite kontrol için film dozimetri yerine kullanılabilir.

2D-Array'in iyon odaları yüzey kısmındadır. 27 x 27'lik bir matris şeklinde tasarlanmıştır. Her bir iyon odasının boyutu 5 x 5 x 5 mm³, iyon odalarının arasındaki boşluklar 5 mm'dir (8).



Şekil-7. PTW 2D-ARRAYseven29

3.1.7. RW3 Su eşdeğeri katı fantom

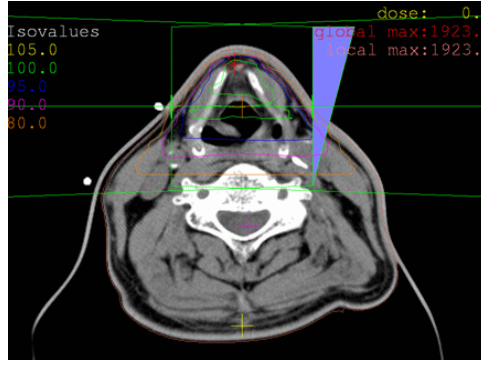
Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresinde standar referans materyal sudur. Ancak pratik bir yöntem olmadığından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri fantom materyali kullanılır. RW-3 katı su fantomu, yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistiren'den (C₈H₈) yapılmış, % 2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm³, elektron yoğunluğu 3.43x10²³ e/cm³ (su: 3.343x10²³ e/cm³) olan bir fantom materyalidir. Boyutları 40 cm x 40 cm'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan ibarettir (9).

3.1.8. Elektrometre

Cihazın out-put değerlerinin ölçümünde kullanılan PTW Unidos elektrometre; R, R/dak, Gy, Gy/dak, Sv/saat; amper ve coulomb cinsinden doz, doz şiddeti ve akım değerlerini okuyabilen bir dozimetridir. Polarite voltajı 0 - 400 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir.

3.1.9. Wedge filtreler

Kama şeklinde olan bu filtrelerin huzmede yer alması, kalınlık farkı nedeniyle absorblama farkına ve ışın şiddetinde farklılığa, izodoz dağılımının normal pozisyondan eğilmesine yol açar. Eğimin miktarı wedge filtrenin açısı olarak tanımlanır. Wedge filtreler genellikle kurşun, çelik ve bakır gibi metallere yapılır. Yüksek atom numaralı maddelerden yapılması filtrenin daha ince olmasını sağlar. Filtre nedeniyle oluşan sekonder elektronların ortaya çıkması beklenir. Cilt dozunun artmaması için filtreler ciltten en az 20 cm uzaklıkta yerleştirilmelidir. Rutinde en sık kullanılan wedge filtreler 15°, 30° ve 45° derece açısıya sahip olanlardır. Şekil 8’de wedge filtre kullanılarak elde edilen doz dağılımı görülmektedir.



Şekil-8. Wedge filtre kullanılmış plan kesiti

3.2. Yöntem

Bu çalışmada Siemens MD2 lineer hızlandırıcıda 6 ve 15 MV foton enerjileri kullanıldı. Ölçümler yapılmadan önce output değerleri uygun sıcaklık ve basınç koşullarında kontrol edildi. Siemens SOMATOM Emotion Duo bilgisayarlı tomografi ve simülatör ünitesi kullanılarak RW3 katı su fantomlarının ve 2D-Array’in tomografisi çekildi. Dış konturlaması yapıp bilgisayarlı planlama sistemine aktarıldı.

3.2.1. İyon odası ölçümleri

Katı su fantomu ölçümleri, RW3 katı su fantomu kullanılarak merkezi ekseninde 6 ve 15 MV foton enerjileri için; d= 10 cm’de; 3x3, 4x4, 5x5, 6x6,7x7, 8x8,9x9, 10x10, 12x12 ve 15x15 cm² alanda SSD 100 cm’de PTW Semiflex , PTW Farmer , PTW PinPoint iyon odaları ve PTW Unidos elektrometre kullanılarak yapıldı. Her bir ışınlama için 100 MU uygulandı. Ölçümlerde her iyon odası için özel dizayn edilmiş katı su fantom plakası kullanıldı. Her bir ölçüm 3 kez tekrarlanıp ortalaması alındı.

3.2.2. 2D-Array ölçümleri

2D-Array ile yapılan ölçümlerde, 6 ve 15 MV foton enerjileri için, 5x5 ve 10x10 alanlarda SSD=100 cm'de d=1, d=3, d=5, d=8 ve d=10 cm derinliklerinde ve SSD= 85 cm'de, d= 15 cm'de ölçümler alındı. Yine bu enerjiler için 5x5 ve 10x10 alanlarda SSD=100 cm'de rutinde sık kullanılan 15, 30 ve 45 wedge filtreler kullanılarak SSD=100 cm'de d=1, d=3 ve d=5 cm derinliklerinde ölçümler alındı. Son olarak, G=45 için her iki foton enerjisinde 5x5 ve 10x10 alanlarda d=1, d=3 ve d=5 cm için ölçümler alındı. Her bir ışınlama için 100 MU uygulandı.

Ölçümleri alınan tüm alanların planları CMS XIO tedavi planlama sisteminde Convolution algoritması kullanılarak hesaplatıldı. Dozimetrik ekipmanlar ile yapılan ölçümler sonrası elde edilen veriler ile planlama sisteminde hesaplatılan değerler PTW Verisoft 3.1 ve PTW Multicheck dozimetri yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı.

BULGULAR

4.1. İyon odası ile yapılan ölçüm sonuçları

Farmer, Semiflex ve PinPoint iyon odaları kullanılarak, 6 ve 15 MV foton enerjilerinde 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 9x9, 10x10, 12x12 ve 15x15 cm² alanlarda, d=100 cm derinlikte ölçümler alındı. Bu alanların planları BTPS' de oluşturularak nokta doz okumaları yapıldı.

BTPS'de hesaplanan ve iyon odaları ile yapılan ölçümler sonrası elde edilen doz değerleri ve bunların aralarındaki farklar Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo-1. Çeşitli kare alanlarda, 6MV ve 15 MV foton enerjilerinde Farmer, Semiflex, PinPoint iyon odaları ve BTPS verileri

6 MV							
Alan cm ²	BTPS cGy	Farmer İyon Odası cGy	% Fark	Semiflex İyon Odası cGy	% Fark	PinPoint İyon Odası cGy	% Fark
3x3	53.1	51.1	3.9	54.9	3.2	56.0	5.1
4x4	57.0	54.6	4.3	57.1	0.1	56.7	0.5
5x5	59.4	56.9	4.3	59.1	0.5	58.7	1.1
6x6	61.2	58.7	4.2	60.9	0.4	60.5	1.15
7x7	63.1	60.4	4.4	62.5	0.9	62.1	1.61
8x8	64.4	61.7	4.3	63.8	0.9	63.5	1.4
9x9	65.7	63.0	4.2	65.0	1.5	64.7	1.5
10x10	67.0	64.1	4.5	66.0	1.5	65.8	1.8
12x12	68.8	66.0	4.2	69.3	0.7	69.0	0.2
15x15	71.0	68.0	4.4	71.4	0.5	71.2	0.2
15 MV							
Alan cm ²	BTPS cGy	Farmer İyon Odası cGy	% Fark	Semiflex İyon Odası cGy	% Fark	PinPoint İyon Odası cGy	% Fark
3x3	59.1	59.3	0.3	64.6	8.5	64.1	7.8
4x4	63.8	63.7	0.1	67.5	5.4	66.8	4.4
5x5	67.1	66.5	0.9	69.7	4.5	68.7	2.3
6x6	68.5	68.2	0.4	71.3	3.9	70.4	2.6
7x7	70.7	69.7	1.4	72.7	2.7	71.7	1.3
8x8	71.5	71.0	0.7	74.0	3.3	72.9	1.9
9x9	72.8	72.1	0.8	74.9	2.8	73.9	1.4
10x10	73.7	72.9	1.0	76.0	3.0	74.8	1.4
12x12	75.4	74.5	1.2	77.3	2.4	76.3	1.1
15x15	76.9	76.2	0.9	79.0	2.6	77.9	1.2

6 MV foton enerjisi kullanılarak yapılan iyon odası ölçümleri, BTPS ile karşılaştırıldığında, tüm iyon odaları için hata oranının % 5'in içinde olduğu Tablo 1'de gösterilmiştir. Hassas volümlü PinPoint iyon odasının en yüksek doz okuması yaparken, Farmer iyon odasının en az doz okuma yaptığı görülmektedir. BTPS ile en uyumlu sonuçlar Semiflex iyon odası ile elde edilmiş, aradaki fark en küçük alan olan $3 \times 3 \text{ cm}^2$ hariç, %1.5'den az olduğu görülmüştür.

15 MV foton enerjisi kullanılarak yapılan iyon odası ölçümlerinde ise, BTPS ile % fark 8.5'e ulaşmıştır. Semiflex iyon odası en yüksek doz okuması yaparken, BTPS ile en uyumlu doz okuması Farmer iyon odası ile yapılmıştır.

4.2. 2D-Array ile yapılan ölçüm sonuçları

6 ve 15 MV foton enerjilerinde, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanlarda 1,3,5,8 ve 10 cm derinliklerde SSD=100 cm'de 2D-Array kullanılarak ölçümler alındı. Alınan ölçümler, PTW Multicheck programı kullanılarak; X ekseninde 0,-1, 5 ve 7 cm uzaklıklarda nokta doz okumaları yapıldı. Aynı alanlar BTPS'de oluşturularak doz okumaları yapıldı. Tablo 2'de okuma sonuçları ve % fark gösterilmiştir.

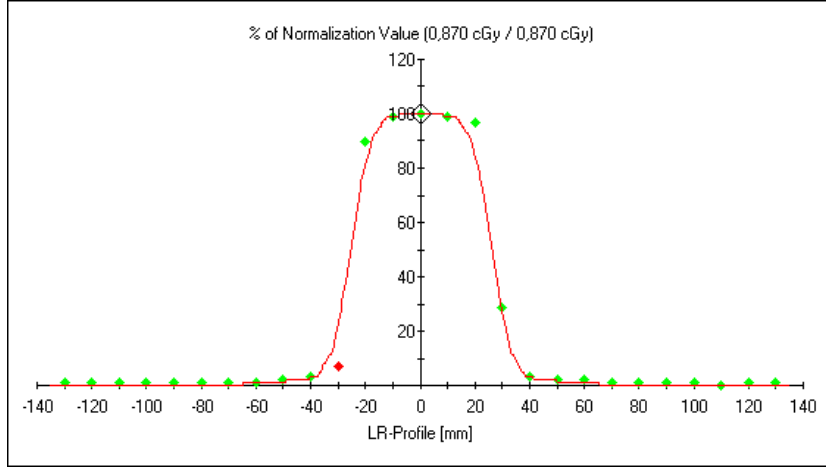
2D-Array ile yapılan açık alan ölçümlerde bazı farklılıklar görülmektedir. Build-up ve penumbra bölgelerindeki farklılıklar %30'lara kadar çıkmaktadır. Her iki foton enerjisi için tüm alanlarda build-up bölgesi dışında kalan bölgelerdeki merkezi eksen okumaları %2'nin altındadır.

PTW Verisoft yazılımı ile yapılan plan karşılaştırmalarında elde edilen izodoz dağılımları ve alan doz profilleri incelenmiştir. Doz dağılımlarında planlama ile ölçüm değerleri arasında uyum gözlenirken, penumbra bölgesindeki uyumsuzluklar dikkat çekmiştir.

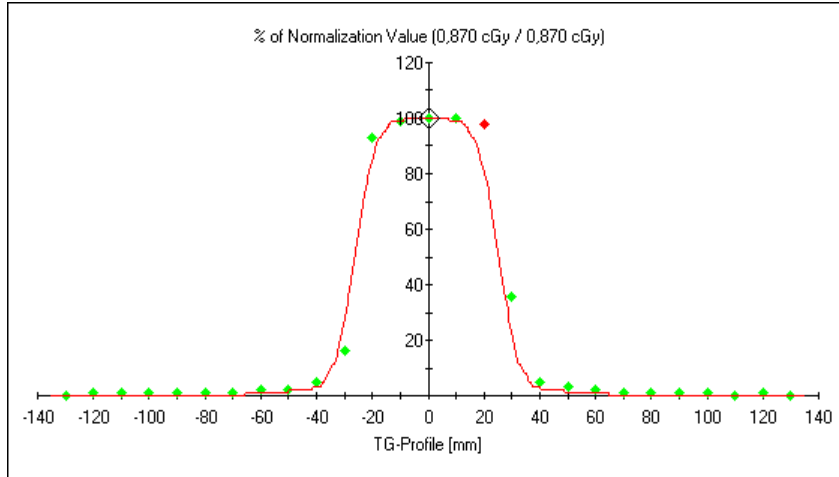
Tablo-2. 2D-Array ile yapılan açık alan okumalar

Alan	Derinlik cm	X	6 MV			15 MV		
			Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark	Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark
5x5cm ² SSD=100cm	1	0	86.4	93.0	7.0	68.3	79.0	13.5
		-1	85.6	92.0	6.9	67.6	68.2	0.8
		5	1.3	2.0	3.5	1.5	2.1	28.5
		7	0.9	1.0	11.1	0.9	1.3	30.7
	3	0	88.0	87.0	1.1	88.6	90.3	1.8
		-1	82.5	86.0	4.0	88.1	90.0	2.1
		5	1.5	2.0	25.0	1.9	2.0	5.0
		7	0.9	1.0	11.1	0.9	1.0	11.1
	5	0	78.9	78.0	1.1	83.7	83.5	0.23
		-1	78.2	77.0	1.5	83.1	82.8	0.3
		5	1.6	2.0	20.0	1.9	2.0	5.0
		7	0.9	1.0	11.1	0.9	1.0	11.1
	8	0	66.8	66.0	1.2	73.6	73.6	0
		-1	66.1	65.0	1.6	73.1	72.9	0.2
		5	1.8	2.0	10.0	2.0	2.0	0.0
		7	0.9	1.0	11.1	0.9	1.0	11.1
	10	0	59.5	58.9	1.01	67.2	67.1	0.4
		-1	58.9	58.7	0.3	66.7	66.7	0.0
		5	1.9	3.0	36.5	2.0	2.0	0
		7	0.9	2.0	55.0	0.7	1.0	30
10x10cm ² SSD=100cm	1	0	92.5	96.1	3.7	77.0	84.0	8.3
		-1	92.3	93.3	1.0	77.1	83.1	7.2
		5	50.7	44.9	11.4	44.3	33.9	30.6
		7	3.1	3.0	3.3	4.4	5.0	12.0
	3	0	94.3	93.8	0.5	96.1	96.1	0
		-1	94.1	93.3	0.8	96.2	95.9	0.3
		5	56.6	41.7	35.7	59.3	44.9	32.7
		7	3.1	3.3	6.0	3.7	4.1	9.7
	5	0	86.1	85.6	0.5	90.6	89.9	0.7
		-1	85.9	85.1	0.9	90.7	88.8	2.1
		5	56.6	48.8	15.9	61.6	50.9	21.2
		7	3.6	5.0	28.0	3.5	4.0	7.5
	8	0	74.3	73.9	0.5	80.2	79.9	0.3
		-1	74.1	73.0	1.5	80.2	80.2	0
		5	54.7	53.4	2.4	62.8	50.9	23.3
		7	4.4	5.0	12.0	3.8	4.0	5.0
	10	0	67.1	66.9	0.2	73.7	73.6	0.1
		-1	66.9	66.2	1.0	73.7	73.5	0.2
		5	51.6	53.1	2.8	60.2	57.8	4.1
		7	4.9	6.0	18.3	4.2	5.1	14.6

Şekil 9 ve Şekil 10’da 6 MV foton enerjisi kullanılarak $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda $\text{SSD}=100$ cm’de 3 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile karşılaştırılmış X eksenli profili ve Y eksenli profili görülmektedir. Build-up ve penumbra bölgelerinde uyumsuzluk gözlenirken, diğer bölgelerde uyum görülmektedir.

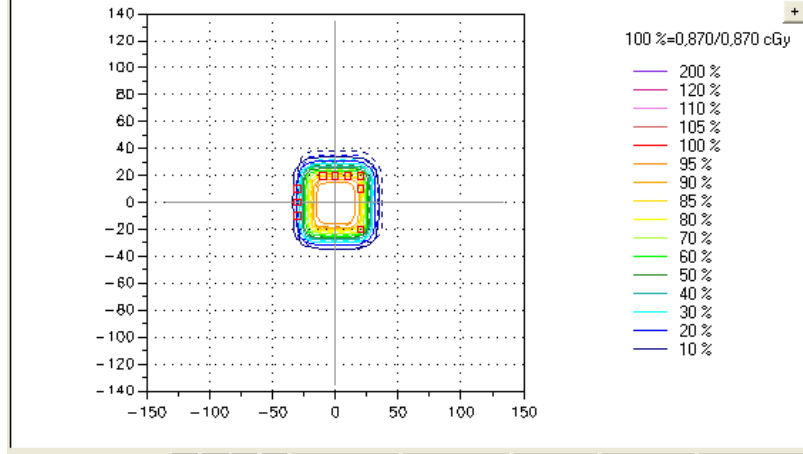


Şekil-9. 6MV $5 \times 5 \text{ cm}^2$ SSD=100 D=3cm X eksenli profili



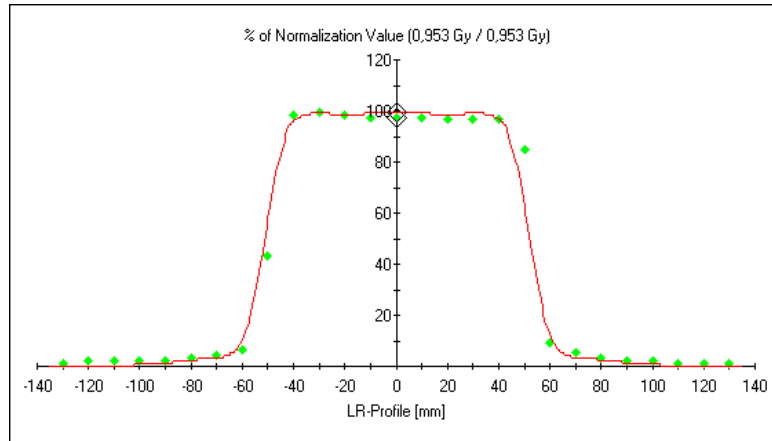
Şekil-10. 6MV $5 \times 5 \text{ cm}^2$ SSD=100 D=3cm Y eksenli profili

Şekil 11’de 6 MV foton enerjisi kullanılarak $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda $\text{SSD}=100 \text{ cm}$ ’de 3 cm derinlikte PTW Verisoft yazılımı kullanılarak ölçülen ve hesaplanan izodoz profilleri karşılaştırılmıştır. Penumbra bölgesi ve alan kenarında uyumsuzluk gözlenmektedir.

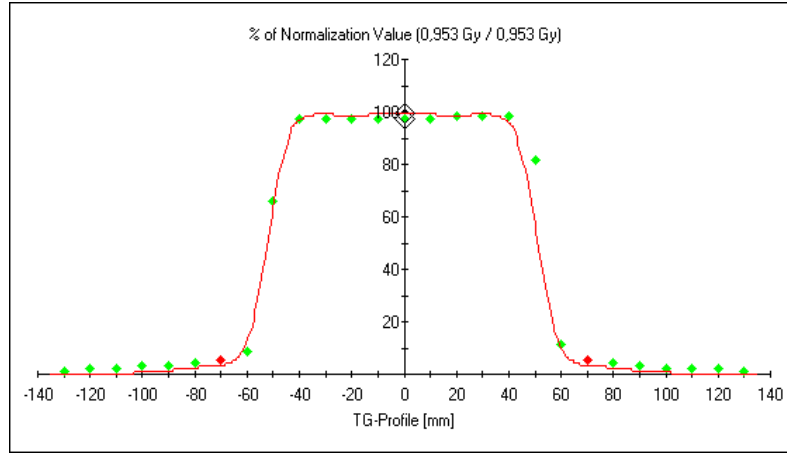


Şekil-11. 6MV $5 \times 5 \text{ cm}^2$ SSD=100 D=3cm izodoz dağılımı

Şekil 12 ve Şekil 13 ‘de 6 MV foton enerjisi kullanılarak $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda $\text{SSD}=100 \text{ cm}$ ’de 3 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile karşılaştırılmış X eksenli profili ve Y eksenli profili görülmektedir.

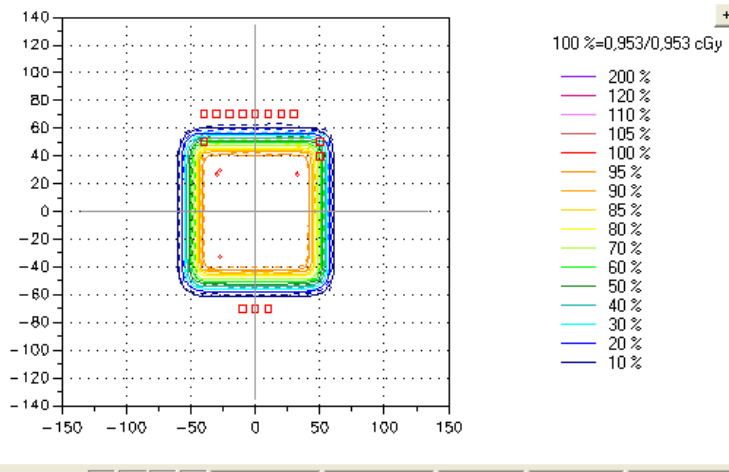


Şekil-12. 6MV $10 \times 10 \text{ cm}^2$ SSD=100 D=3cm X eksenli profili



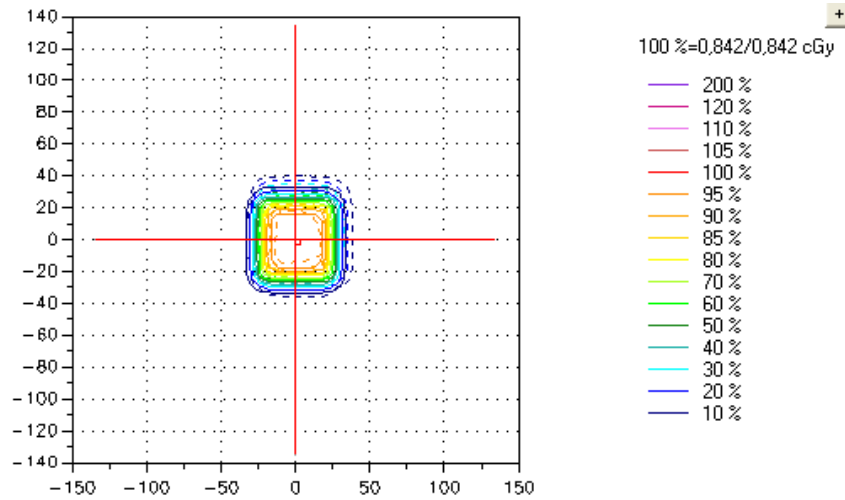
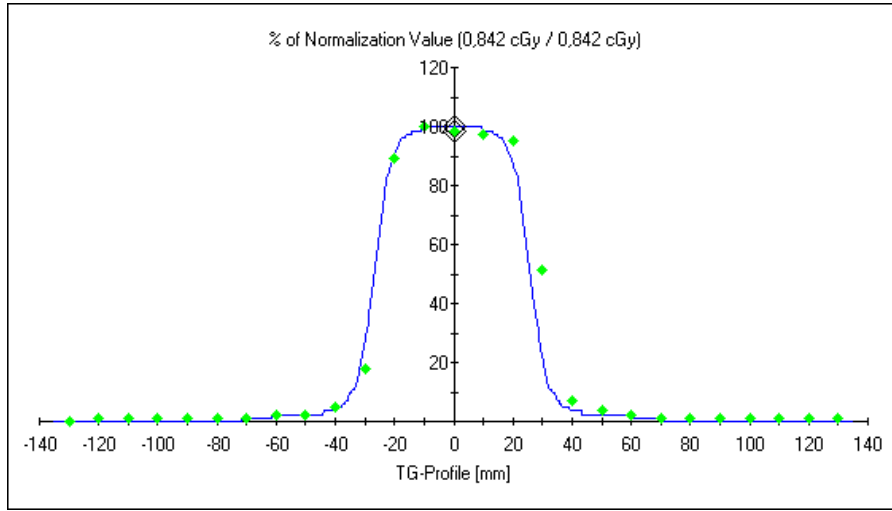
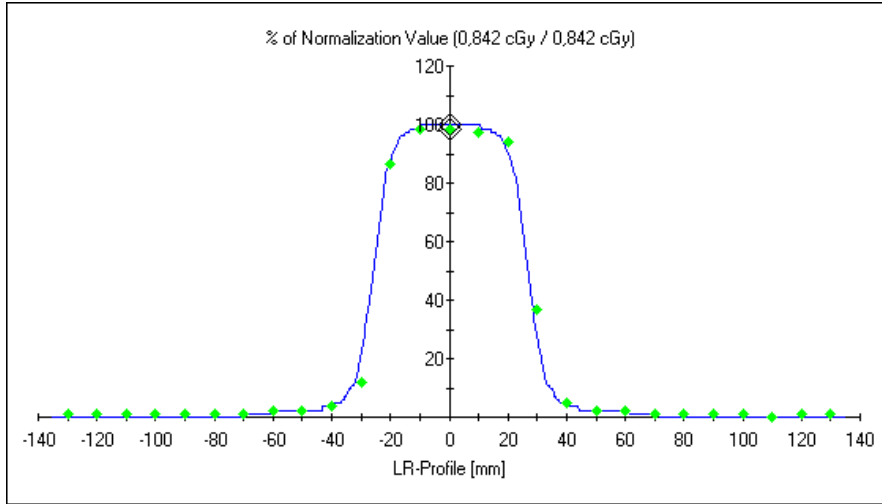
Şekil-13. 6MV 10x10 cm² SSD=100 D=3cm Y eksenini profili

Şekil 14’ de 6 MV foton enerjisi kullanılarak 10x10cm² alanda SSD=100 cm’de 3 cm derinlikte PTW Verisoft yazılımı kullanılarak ölçülen ve hesaplanan izodoz eğrileri karşılaştırılmıştır. Alan kenarında uyumsuzluk olduğu görülmektedir.

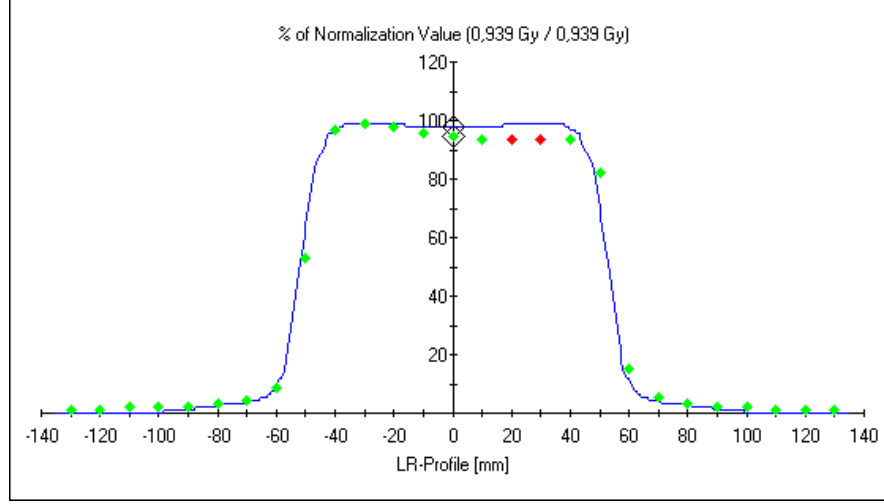


Şekil-14. 6MV 10x10cm² SSD=100 D=3cm izodoz dağılımı

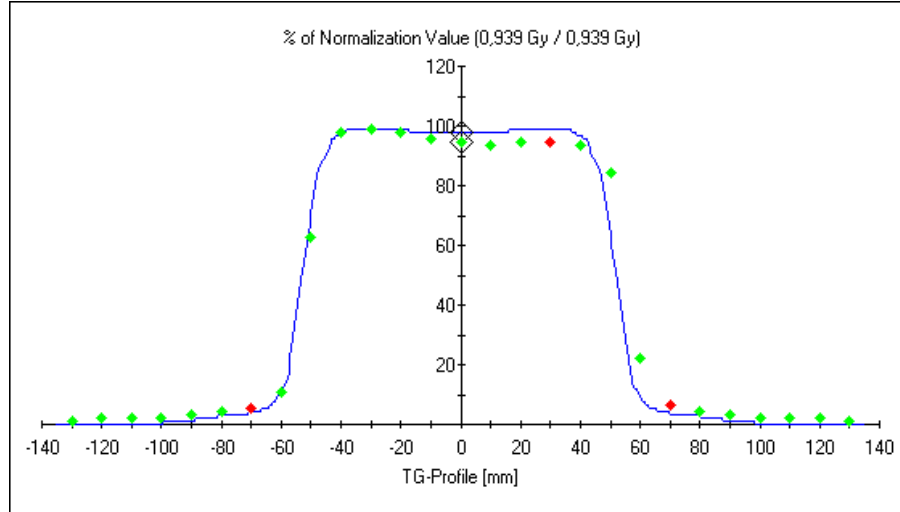
Şekil 15 ve Şekil 16’da 15MV foton enerjisi kullanılarak 5x5cm² alanda SSD=100 cm’de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile karşılaştırılmış X eksenini profili ve Y eksenini profili görülmektedir. Ölçülen ve hesaplanan veriler arasında doz profillerinde ve Şekil 17’de gösterilen izodoz dağılımında % 100 uyum görülmektedir.



Şekil 18 ve Şekil 19’da 15MV foton enerjisi kullanılarak 10x10cm² alanda SSD=100 cm’de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile karşılaştırılmış X eksenı profili ve Y eksenı profili görölmektedir. Penumbra bölgesinde uyumsuzluk görölmektedir.

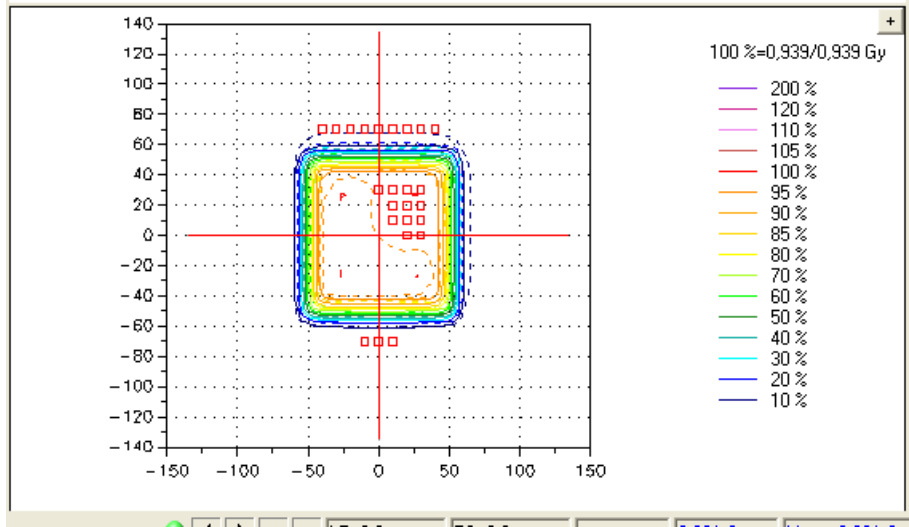


Şekil-18. 15 MV 10x10 cm² SSD=100 D=5cm X Eksenı Profil



Şekil-19. 15 MV 10x10 cm² SSD=100 D=5cm Y Eksenı Profili

Şekil 20’de 15 MV 10x10 cm² alanda SSD=100cm, 5 cm derinlikte ölçülen ve hesaplanan izodoz dağılımı karşılaştırıldığında %24 hata gözlenmiştir.



Şekil-20. 15MV 10x10 cm² SSD=100 D=5cm izodoz dağılımı

Tablo 3’de SSD=85cm’de yapılan izometrik ölçüm sonuçları BTPS ile karşılaştırılmıştır. Her iki enerjide de merkezi eksen okumaları BTPS ile oldukça yakınken, penumbra bölgesinde fark %25’e kadar çıkmaktadır.

Tablo-3. 2D-Array ile yapılan SSD=85 okumaları

Alan	Derinlik cm	X	6 MV			15 MV		
			Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark	Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark
5x5cm ² SSD=85cm	15	0	57.6	56.9	1.23	68.9	69.0	0.14
		-1	56.9	56.3	1.06	68.1	69.0	1.3
		5	1.9	2.0	5.0	1.9	2.0	5.0
		7	0.4	0.5	25.0	0.3	0.4	25.0
10x10cm ² SSD=85cm	15	0	66.5	65.8	1.06	77.0	77.0	0
		-1	66.5	65.5	1.52	76.0	76.0	0
		5	34.6	37.3	7.23	38.5	40.1	3.99
		7	4.3	5.1	15.68	5.0	4.1	21.95

Tablo 4’de 6 MV ve 15 MV enerjilerinde 45° gantry açısı ile yapılan 2D-Array ölçümlerinin sonuçları BTPS ile karşılaştırılmıştır. 6MV için build-up bölgesinde fark % 4.8 bulunurken, 15 MV için %10.9 olarak görülmektedir.

Tablo-4. 2D-Array ile G=45° ‘de yapılan okumalar

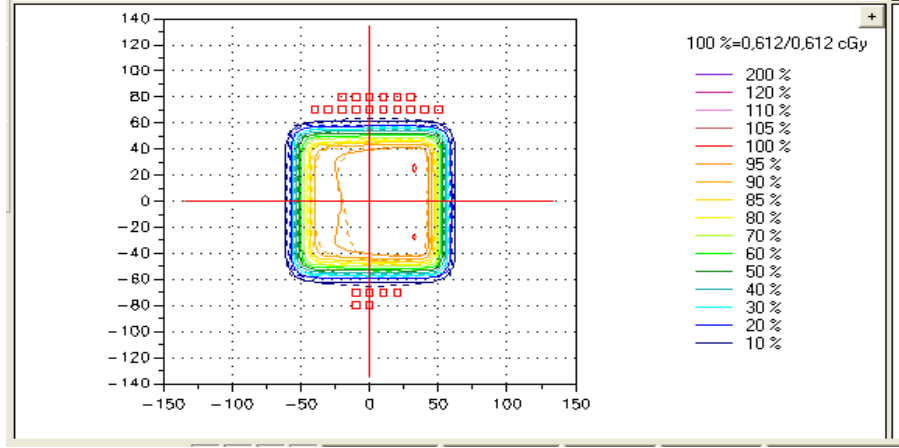
Alan	Derinlik cm	X	6 MV			15 MV		
			Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark	Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark
G=45° 10x10cm ² SSD=100cm	1	-1	93.6	97.0	3.5	83.8	92.0	8.9
		-4	90.4	95.1	4.8	82.0	92.1	10.9
		2	98.6	101.1	2.3	91,.0	96.2	5.4
	3	-3	88.9	87.8	1.2	92.6	91.7	0.9
		-6	85.3	85.2	0.1	89.9	91.0	1.2
		0	91.8	90.8	1.1	97.4	95.7	1.7
	5	-5	77.6	75.9	0.2	83.2	81.8	1.7
		-8	74.2	73.7	0.6	80.7	80.7	0
		-2	80.0	77.9	2.6	87.1	84.9	2.5

Şekil 21’de 6 MV foton enerjisi kullanılarak 10x10 cm² alanda G=45°’de SSD=100cm’de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile karşılaştırılmış izodoz profilleri görülmektedir. Penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken, izodoz dağılımı incelendiğinde %23’e varan fark gözlenmiştir.

Tablo-5. 2D-Array ile 15° Wedge kullanılarak yapılan okumalar

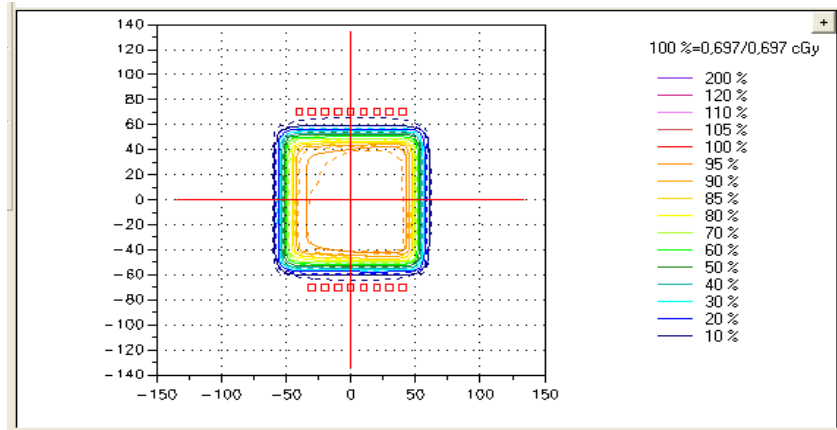
15° Wedge								
Alan cm ²	Derinlik cm	X	6 MV			15 MV		
			Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark	Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark
5x5	1	0	59.7	60.0	1.4	49.7	5.0	14.3
		-1	58.3	59.1	1.3	49.2	57.1	13.8
		-2	47.9	50.1	4.3	44.7	53.0	15.6
		2	49.2	53.1	7.3	49.7	54.0	7.9
10x10		0	63.8	69.0	7.5	48.0	63.1	23.9
		-2	62.0	67.0	7.4	47.4	63.0	24.7
		1	64.2	68.0	5.5	48.5	63.0	23.0
		-5	32.9	32.5	1.2	25.3	31.0	18.3
	5	37.4	43.0	13.0	28.0	39.0	28.2	
5x5	3	0	61.3	62.1	1.2	66.1	67.2	1.6
		-1	60.0	60.0	0	65.2	66.1	1.3
		-2	49.9	56.0	10.8	57.6	61.0	5.5
		2	50.7	59.0	14.0	58.7	62.0	5.3
10x10		0	65.4	66.0	0.9	60.5	72.1	16.0
		-2	63.5	64.1	0.9	60.0	71.0	15.4
		1	65.7	65.6	0.1	61.0	72.1	15.3
		-5	37.6	37.3	0.8	35.9	42.2	14.9
		5	40.6	49.1	17.6	38.9	51.0	23.7
5x5		5	0	55.0	55.0	0	62.7	63.1
	-1		53.8	54.1	0.5	61.7	62.2	0.8
	-2		45.1	51.0	11.5	54.7	57.0	4.0
	2		47.1	53.0	11.1	55.9	58.0	3.6
10x10	0		59.6	60.0	0.6	57.2	67.1	14.7
	-2		57.9	58.0	0.1	56.6	67.2	15.7
	1		60.0	60.0	0	57.5	67.1	14.3
	-5		37.9	40.2	5.7	37.9	45.1	15.9
	5		41.0	50.0	18.0	39.7	53.1	25.2

Şekil 23’de 6 MV foton enerjisi kullanılarak $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda 15° wedge filtre kullanılarak $\text{SSD}=100\text{cm}$ ’de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile elde edilen izodoz dağılımı incelendiğinde, penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken, %10’a varan fark gözlenmiştir.



Şekil-23. 6 MV $10 \times 10 \text{ cm}^2$ W= 15° SSD=100 d=5cm izodoz dağılımı

Şekil 24’de 15 MV foton enerjisi kullanılarak $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda 15° wedge filtre kullanılarak $\text{SSD}=100\text{cm}$ ’de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile elde edilen izodoz dağılımı incelendiğinde, penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken, %9’a varan fark gözlenmiştir.



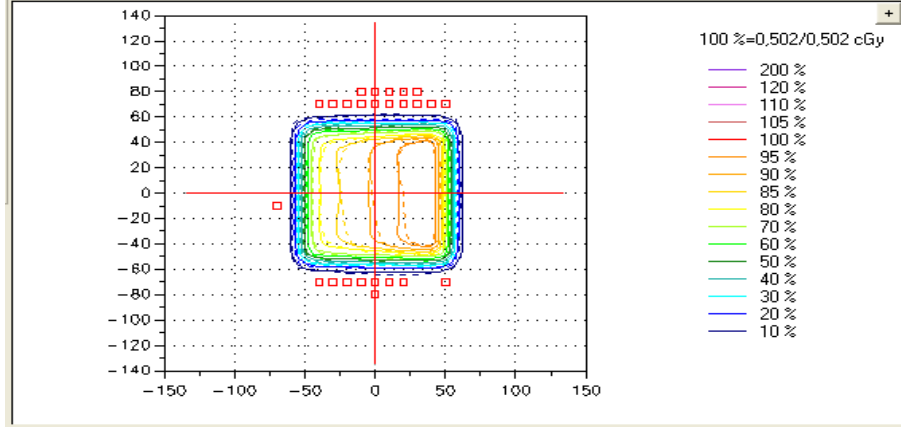
Şekil-24. 15 MV $10 \times 10 \text{ cm}^2$ W= 15° SSD=100 d=5cm izodoz dağılımı

Tablo 6’da 6MV ve 15MV enerjilerinde 30° Wedge filtre kullanılarak yapılan 2D-Array ölçümlerinin sonuçları BTPS ile karşılaştırılmıştır. Tablo genelinde 6MV için build-up bölgesinde fark % 20.7 olarak bulunurken, 15 MV için %20’e kadar çıkmaktadır. Her iki enerji için merkezi eksen değerleri BTPS ile oldukça yakın bulunmuştur.

Tablo-6. 2D-Array ile 30° Wedge kullanılarak yapılan okumalar

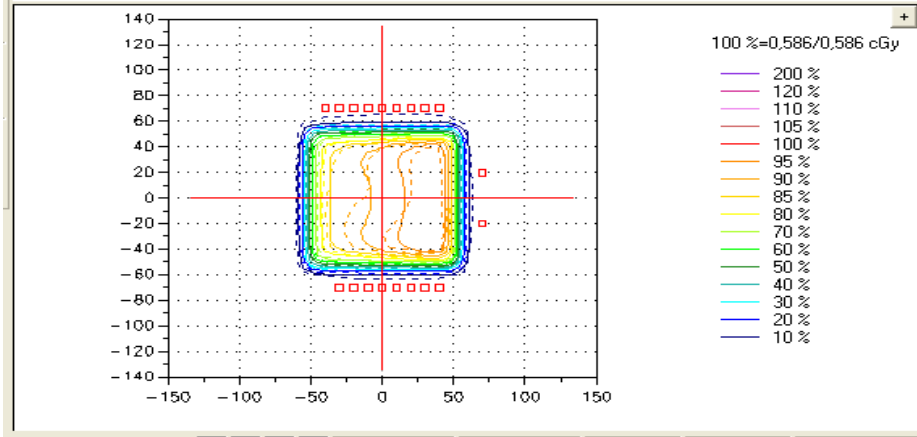
30° Wedge								
Alan cm ²	Derinlik cm	X	6 MV			15 MV		
			Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark	Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark
5x5	1	0	45.5	49.0	7.1	39.1	45.0	13.1
		-1	43.9	47.1	6.7	38.0	45.1	15.7
		-2	35.4	43.0	17.6	33.3	42.0	20.7
		2	38.6	49.0	21.2	36.5	44.0	17.0
10x10		0	48.5	52.0	6.7	44.8	49.1	8.7
		-2	45.8	49.1	6.7	43.3	48.0	9.7
		1	49.8	53.1	6.2	45.9	50.2	8.5
		-5	23.7	23.8	0.4	22.2	24.1	7.8
	5	30.1	38.0	20.7	29.0	35.1	17.0	
5x5	3	0	47.1	46.7	0.8	52.8	53.1	0.5
		-1	45.4	45.5	0.2	51.4	52.0	1.1
		-2	37.6	42.0	10.4	44.8	47.0	4.6
		2	40.8	47.0	13.1	48.3	51.0	5.2
10x10		0	50.1	50.1	0	57.3	53.9	6.3
		-2	47.3	47.2	0.2	55.3	47.9	15.4
		1	51.4	51.5	0.1	58.7	54.8	7.1
		-5	26.5	27.0	1.8	32.0	28.5	12.2
	5	34.3	41.1	16.5	39.9	33.6	18.7	
5x5	5	0	42.3	42.3	0	50.1	53.1	5.6
		-1	40.8	40.8	0	48.7	52.0	6.3
		-2	34.0	38.0	10.5	42.8	47.0	8.9
		2	37.2	42.0	11.4	46.1	51.0	9.6
10x10		0	45.8	45.7	0.2	54.1	53.9	0.3
		-2	43.3	43.4	0.2	52.2	47.9	8.9
		1	46.9	47.0	0.2	55.4	54.5	1.6
		-5	26.8	29.2	8.2	33.5	27.9	20.0
	5	34.5	42.0	17.8	41.5	36.7	13.0	

Şekil 25’de 6 MV foton enerjisi kullanılarak 10x10 cm² alanda 30° wedge filtre kullanılarak SSD=100cm’de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile elde edilen izodoz dağılımı dağılımı, penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken, %12’ye varan farklılık gözlenmiştir.



Şekil-25. 6 MV 10x10 cm² W=30° SSD=100 d=5cm izodoz dağılımı

Şekil 26’da 15 MV foton enerjisi kullanılarak 10x10 cm² alanda 30° wedge filtre kullanılarak SSD=100cm’de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile elde edilen izodoz dağılımı incelendiğinde penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken , %10’a varan farklılık gözlenmiştir.



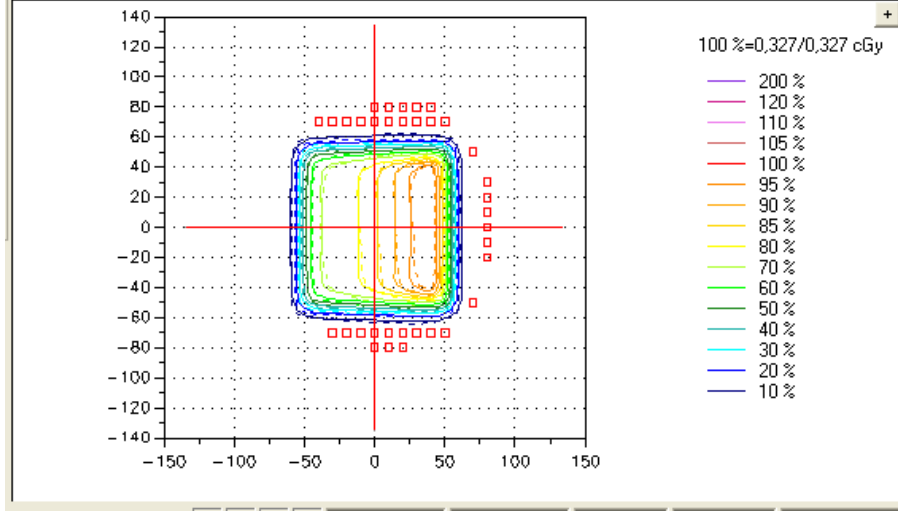
Şekil-26. 15 MV 10x10 cm² W=30° SSD=100 d=5cm izodoz dağılımı

Tablo 7’de 6MV ve 15MV enerjilerinde 45° Wedge filtre kullanılarak yapılan 2D-Array ölçümlerinin sonuçları BTPS ile karşılaştırılmıştır. Tablo genelinde 6MV için build-up bölgesinde fark % 16.7 olarak bulunurken, 15 MV için %27’ye kadar çıkmaktadır. Her iki enerji için merkezi eksen değerleri BTPS ile oldukça yakın bulunmuştur.

Tablo-7. 2D-Array ile 45° Wedge kullanılarak yapılan okumalar

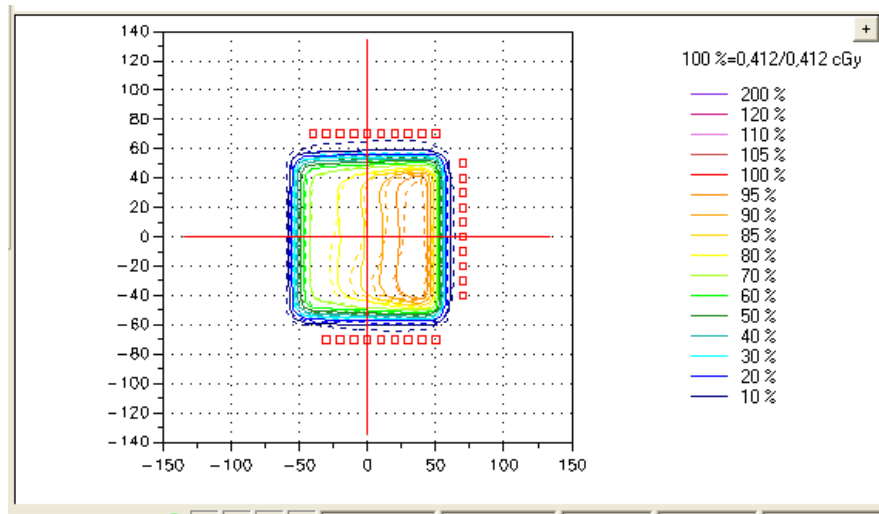
45° Wedge								
Alan cm ²	Derinlik cm	X cm	6 MV			15 MV		
			Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark	Hesap cGy	Ölçüm cGy	% Fark
5x5	1	0	27.2	29.0	6.2	25.4	29.1	12.7
		-1	25.8	27.1	4.7	24.3	28.0	13.2
		-2	20.6	25.0	17.6	21.9	25.0	12.4
		2	24.4	30.0	18.6	24.9	30.0	17.0
10x10		0	29.4	31.1	5.4	29.7	32.0	7.1
		-2	26.7	28.0	4.6	27.7	30.1	7.9
		1	30.6	33.0	7.2	39.9	33.9	0
		-5	13.1	13.1	0	13.7	15.1	9.2
	5	20.3	24.1	15.7	19.9	24.0	17.0	
5x5	3	0	28.7	28.6	0.3	35.0	35.0	0
		-1	27.2	27.2	0	33.4	34.1	2.0
		-2	21.9	24.0	8.7	28.7	30.0	4.3
		2	25.6	29.0	11.7	33.0	35.0	5.7
10x10		0	30.7	30.7	0	38.1	35.8	6.4
		-2	28.0	27.9	0.3	35.5	30.8	15.2
		1	32.1	29.8	7.7	39.8	36.9	7.8
		-5	15.1	15.1	0	19.3	15.3	25.0
	5	23.4	27.1	13.6	28.3	22.2	27.2	
5x5	5	0	25.8	25.7	0.3	33.3	35.0	4.8
		-1	24.5	24.4	0.4	31.8	34.1	6.7
		-2	20.1	22.0	8.6	27.2	30.0	9.3
		2	23.6	26.0	9.2	31.5	35.0	10.0
10x10		0	28.1	27.9	0.7	36.0	35.9	0.2
		-2	25.6	25.6	0	33.6	33.6	0
		1	29.4	29.3	0.3	37.5	32.9	13.9
		-5	15.2	16.1	5.5	20.3	21.1	3.7
	5	23.3	28.0	16.7	29.5	33.0	10.6	

Şekil 27’de 6 MV foton enerjisi kullanılarak 10x10 cm² alanda 45° wedge filtre kullanılarak SSD=100cm’de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile elde edilen izodoz dağılımı incelendiğinde, penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken %16’ya varan farklılık gözlenmiştir.



Şekil-27. 6 MV 10x10 W=45° SSD=100 d=5cm izodoz dağılımı

Şekil 28’de 15 MV foton enerjisi kullanılarak 10x10 cm² alanda 45° wedge filtre kullanılarak SSD=100cm’de 5 cm derinliğinde PTW Verisoft yazılımı ile elde edilen izodoz dağılımı incelendiğinde, penumbra bölgesinde uyumsuzluk görülürken, %14’e varan farklılık gözlenmiştir.



Şekil-28. 15 MV 10x10 W=45° SSD=100 d=5cm izodoz dağılımı

TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapi tedavi güvenliği, planlanan radyasyonun belirlenen hedef alana doğru dozda verilmesi ile elde edilir. Bu amaçla radyoterapi bilgisayarlı planlama sistemlerinin doz hesaplama algoritma sürecinin dozimetrik kontrolünü yapılması zorunludur. Çalışmamızda; Farmer, Semiflex ve PinPoint iyon odaları ile 2D-Array kullanılarak bilgisayarlı tedavi planlama sisteminin dozimetrik kontrolü yapıldı. Doz verifikasyon bölgeleri olarak ise ışınlama alanı, penumbra bölgesi, ışınlama alanı dışı, build-up bölgesi ve merkezi eksen belirlendi.

6 MV foton enerjisi kullanılarak yapılan iyon odası ölçümleri, BTPS sonuçları ile karşılaştırıldığında, tüm iyon odaları için hata oranının % 5'in içinde olduğu görüldü. En yüksek doz okuması PinPoint iyon odası ile elde edildi. BTPS ile en uyumlu sonuçlar Semiflex iyon odası ile elde edildi, en küçük alan olan $3 \times 3 \text{ cm}^2$ hariç, farkın %1.5'den az olduğu görüldü.

15 MV foton enerjisi kullanılarak yapılan iyon odası ölçümlerinde ise, BTPS ile % fark 8.5 'e ulaştı. Semiflex iyon odası en yüksek doz okuması yaparken, BTPS ile en uyumlu doz okuması Farmer iyon odası ile yapıldı. Konvansiyonel radyoterapi için kabul edilebilir hata payı ICRU (2) tarafından $\pm \%5$ olarak belirlenmiştir.

Leybovich ve arkadaşları (10) absolute doz verifikasyonunda farklı hacme sahip 3 iyon odasıyla yaptıkları çalışmada büyük volümlü iyon odasının absolute doz açısından hesaplanan değerlere daha yakın sonuçlar verdiğini bulmuşlardır.

Gonzalez-Castano ve arkadaşları (11) Farmer, PinPoint ve Semiflex iyon odalarını kullanarak yaptıkları çalışmada, Farmer iyon odası ile elde ettikleri sonuçların BTPS'ye daha yakın olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Laub ve arkadaşları (12) 0.6 cm^3 Farmer iyon odası ve 0.015 cm^3 PinPoint iyon odası ile yaptıkları ölçümleri hesaplanan değerler ile karşılaştırdıklarında 0.015 cm^3 hacimli iyon odasının hesaplanan değerlere daha yakın sonuçlar verdiğini görmüşlerdir.

Yaptığımız çalışmada, BTPS'de hesaplanan dozlar ile 2D-Array ölçülen dozlar arasındaki farklar build-up ve penumbra bölgeleri dışında, %4'ün içindeydi. Ancak penumbra bölgesi ve alan dışı noktalarda görülen farklılık, beklenildiği gibi %4'ün çok üzerindeydi.

Build-up bölgesindeki farklılıkların sebepleri; bu bölgede dozun değişken olması, bu bölgede hesaplama algoritmalarının yetersiz kalması ve doğru ölçüm yapmanın zorluğu olarak bulundu.

Bu nedenlerden dolayı build-up bölgesindeki doz ile planlama sisteminin hesapladığı doz değerleri arasındaki farklılık % 55' lere kadar çıktığı gözlemlendi. Bu farklılık planlama sistemlerinde ışın modellemesi sırasında ölçülen profiller ile algoritma tarafından oluşturulan profillerin penumbra bölgelerinde tam olarak çakışmamasından kaynaklanmaktadır.

2D-Array ile yapılan açık alan okumalarda % 55, isosentrik alan okumalarda % 25, oblik alan okumalarda % 10.9, 15° wedge kullanılarak yapılan okumalarda % 25.2 , 30° wedge kullanılarak yapılan okumalarda % 21.2 ve 45° wedge kullanılarak yapılan okumalarda ise % 27.2 fark gözlemlendi.

Van Dyk (13), ışınlama alanı içinde ve alan dışı bölgelerde %3, Build-up bölgesinde 4 mm ve merkez ekseninde %4 tolerans olabileceğini bildirmiştir.

Task Group 53 (14) , ışınlama alanı içindeki toleransları; açık alan için %1-2, MLC, blok, asimetrik alan için %3, farklı SSD'deki alan için %1.5 ve inhomojen bölge için %5 olarak belirlemiştir. Alan dışı bölgelerde ise; açık alan için %2-5 , blok için %3, wedge, MLC ve bolus için %5 ve inhomojen bölge için %5 tolerans belirtirken, build-up bölgesinde %20-50 ve merkez ekseninde %1-3 toleransı kabul etmiştir.

SGSMP (Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics) (15), ışınlama alanı içinde %2, alan dışı bölgelerde %3, build-up bölgesinde 3 mm ve merkezi ekseninde %4 tolerans olabileceğini bildirmiştir.

Wiezorek ve arkadaşları (16) çalışmalarında 3 adet 2D dedektör sisteminde (Mapcheck diyot sistemi, IMRT QA sistilasyon detektörü ve *seven29* iyon chamber) elde ettikleri sonucu Konrad BTPS'de hesaplanan değerlerle ve standart dozimetrik aletlerle ölçülen değerlerle karşılaştırmışlardır. Bu 2D detektörlerle elde ettikleri dozların BTPS'de hesaplanan dozlara göre deviasyonu, değişken doz bölgelerinde bile %5'i geçmemektedir

2D-Array'in duyarlılık, linearite ve tekrar kullanılabilirliği gibi özellikleri Spezi ve arkadaşları (17) ile Poppe ve arkadaşları (18) tarafından araştırılmıştır, IMRT planlarının doğrulaması için oldukça verimli ve kullanışlı olduğu sonucuna varmışlardır.

Saminathan ve arkadaşları (19) 6 ve 18 MV'de 2D-Array kullanarak 10x10 cm² alanda elde ettikleri sonuçları tedavi planlama sistemiyle karşılaştırmışlar, %95'e varan uyum gözlemlenmişlerdir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar doğrultusunda, hem iyon odalarının hem de 2D-Array'in ölçümlerinde BTPS convolution algoritması ile elde edilen doz hesaplarının gerçeğe yakın ve literatürle uyumlu olduğu bulunmuştur. Ancak 2D-Array'in BTPS kalite kontrolünde oldukça başarılı olduğu, özellikle merkez ekseninde minimum hata payı ile sonuca ulaştığımız görülmektedir. 2D-Array, pratik kurulumu, basit menüsü ve hızlı sonuç elde etmesi ile çok segmentli IMRT plan doğrulamaları için hem zaman tasarrufu sağlayacak, hem de plan doğruluğunu maksimum düzeyde sağlayarak kaliteli tedaviye ulaşılmasına yardımcı olacaktır.

KAYNAKLAR

1. KHAN FM: The Physics of radiation therapy, 3rd Editon, Williams & Wilkins, Minnesota, 2003.
2. International comission on radiation units and measurements. Report 62, Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
3. EVANS MDC: Computerized treatment planning systems for external photon beam radiotherapy, International Atomic Energy Agency Publication, Montreal, Quebec, Canada, page 387-406, 2006.
4. STUK, Radiation and Nuclear Safety Authority, Quality Assurance in Radiotherapy, Guide ST 2.1, 2003.
5. PTW-FREIBURG, User Manual Farmer Ionization Chambers Type 30010, 2006-09.
6. PTW-FREIBURG, User Manual Semiflex Ionization Chambers Type 31010, 2006-07.
7. PTW-FREIBURG, User Manual PinPoint Ionization Chambers Type 31014, 2006-07.
8. PTW-FREIBURG, User Manual 2D-Arrayseven29 T10024, 2008-03.
9. PTW-FREIBURG, Instruction Manual RW3 Slab Phantom T29672, 2007-07.
10. LEYBOVICH LB, SETHI A, DOGAN N: Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. Medical Physics 30: 119-123, 2003.
11. GONZALEZ-CASTANO D, PENA J, SANCHEZ-DOBLADO F, HARTMANN GH, GOMEZ F, LEAL A: The change of response of ionization chambers in penumbra and transmission regions: impacts for IMRT verification. Medical and Biological Engineering and Computing 46: 4, 2008.
12. LAUB WU, WONG T: The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. Medical Physics 30: 341–347, 2003.
13. VAN DYK J: Quality assurance of radiation therapy planning systems: current status and remaining challanges. International Journal of Radiation Oncology 71: 23-27, 2008.
14. TASK GROUP 53: FRAAS B, DOPPKE K, HUNT M, KUTCHER G, STARKSCHALL G, STERN R, VAN DYK J: Quality asurance for clinical radiotherapy treatment planning. Medical Physics 25: 10, 1998.
15. SGSMP (Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics): VANSELAAR J, WELLEWEERD H, MIJNHEER B: Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems, Elsevier Radiotherapy and Oncology, 2009.

16. WIEZOREK T, BANZ N, SCHWEDAS M, SCHEITHAUER M, SALZ H, GEORG D, WENDT TG: Dosimetric quality assurance for intensity-modulated radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkologie* 18: 468-474, 2005.
17. SPEZI E, ANGELINI AL, ROMANI F, FERRI A: Characterization of a 2d ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Physics in Medicine and Biology* 50: 3361-3373, 2005.
18. POPPE B, BLECHSCHMIDT A, DJOUGUELA A, KOLLHOFF R, RUBACH A, WILLBORN KC: Two dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Medical Physics* 33: 1005–1015, 2006.
19. SAMINATHAN S, MANICKAN R, CHANDRARAJ V, SUPE SS: Dosimetric study of 2d- ion chamber array matrix for the modern radiotherapy treatment verification. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 11: 2, 2010.

TEŞEKKÜR

Tez alıőmamın her aşamasında yardım ve desteklerini esirgemeyen baőta sayın hocam Prof. Dr. Lutfi Özkan'a, tez danıőmanım Doç. Dr. Orhan Gürlere, tez çalıőmamda beni yalnız bırakmayan, bilgilerini benden esirgemeyen Tıb. Rad. Fiz. Uzm. Sema Gözcü'ye, yardımlarından dolayı mesai arkadaşlarıma ve yüksek lisans eğitime baőlamam için beni teşvik eden hocam Doç. Dr. Okan Özer'e,

Her zaman yanımda olan, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili anneme, babama ve kardeşime en içten dileklerle teşekkür ederim.

ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında Balıkesir’de doğdum. İlk öğretimimi 23 Nisan İlkokulu ve Karahallılar İlköğretim Okulu’nda tamamladıktan sonra orta eğitime Balıkesir Adnan Menderes Lisesi’nde başladım. 2001 yılında Gaziantep Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği bölümüne başladım ve 2008 yılında mezun oldum. 2008 yılında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Tıbbi Radyasyon Fiziği yüksek lisans programına başladım. Yüksek lisansa başladığım tarihten itibaren Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında Fizikçi olarak görev yapmaktayım.