



**T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MOTORİZE KAMA İLE ALAN-İÇİ-ALAN TEKNİKLERİNİN YÜKSEK
ENERJİLİ X-IŞINI DEMETLERİNDEKİ DAVRANIŞLARININ
DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI**

Hasan YENER

**FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**HATAY
TEMMUZ-2014**



T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MOTORİZE KAMA İLE ALAN-İÇİ-ALAN TEKNİKLERİNİN YÜKSEK
ENERJİLİ X-IŞINI DEMETLERİNDEKİ DAVRANIŞLARININ
DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI**

Hasan YENER

FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

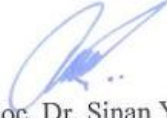
**HATAY
TEMMUZ-2014**

T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MOTORİZE KAMA İLE ALAN-İÇİ-ALAN TEKNİKLERİNİN YÜKSEK
ENERJİLİX-IŞINI DEMETLERİNDEKİ DAVRANIŞLARININDOZİMETRİK
KARŞILAŞTIRILMASI

HASAN YENER
FİZİKANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANSTEZİ

Yrd. Doç. Dr. Sinan YAŞAR danışmanlığında hazırlanan bu tez 17/07/2014 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri tarafından OYBİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.



Yrd. Doç. Dr. Sinan YAŞAR

Başkan



Doç. Dr. Murat ODUNCUOĞLU
Üye



Yrd. Doç. Dr. Güral AYDIN
Üye

Kod No: 739



Prof. Dr. İsmail Hakkı KARAHAN
Enstitü Müdürü

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirişlerin, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak gösterilmeden kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

22.07.2014

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını ve tez üzerinde Yükseköğretim Kurulu tarafından hiçbir değişiklik yapılamayacağı için tezin bilgisayar ekranında görüntülendiğinde asıl nüsha ile aynı olması sorumluluğunun tarafıma ait olduğunu beyan ederim.

İmza

Hasan YENER

ÖZET

Motorize Kama ile Alan-içi-Alan Tekniklerinin Yüksek Enerjili X-Işını Demetlerindeki Davranışlarının Dozimetrik Karşılaştırılması

Radyoterapide reçetelendirilen dozu hedef hacme yüksek hassasiyetle vermek büyük önem taşımaktadır. Tümöre maksimum dozu verirken, yanındaki sağlam dokularda dozu minimuma indirmek çok önemlidir. Alan dışı dozlar, kritik organ dozları gibi durumlarda yaşam kalitesinin yüksekliği ve ikincil kanser riski açısından çok önemlidir. Bu amaçla kliniğimizde kullandığımız XIO tedavi planlama sisteminde (TPS) alan içi ve alan dışı dozların karşılaştırılması amaçlandı.

Çalışmamızda ölçülen ve hesaplanan dozların karşılaştırılmasında RW3 katı-su fantomu kullanıldı. Tek boyutlu ve iki boyutlu doz ölçümleri, silindirik (farmer) iyon odası ve MatriXX iyon odası sistemleriyle yapıldı. İki farklı enerjide (6, 18MV) hesaplanan doz değerleri ile ölçülen değerler karşılaştırıldı. Hesaplanan doz değerleri ile ölçülen doz değerleri gama analizi metoduyla incelendi. İki farklı dedektör sistemi ile elde edilen alan içi alan dışı doz değerleri TPS'den elde edilen değerlerle karşılaştırıldı.

Alan merkezinde planlanan ve ölçülen dozlar arasında yüksek farklar görülmesi de FIF (Alan-içi-Alan) daha yakın sonuçlar verdi. Her iki teknikte dozun hızlı değişime uğradığı alan kenarlarında CC04'ün yapısından kaynaklı farklar MatriXX'e göre daha da yüksek çıktı. Kama, FIF'e göre MU (Monitör Unit) değerlerini ciddi şekilde artırdı. Özellikle alan dışı ölçülen dozların hesaplanan dozlardan daha yüksek çıkması, modellemede kamanın ikinci bir kaynak olarak hesaba katılmamasından dolayıdır. Segmentasyon yöntemiyle bu durum giderilebilir.

Tedavi planlama sisteminde (TPS) homojen doz dağılımları için kullanılan motorize kama ve alan-içi-alan (FIF) tekniklerinin kalite kontrolleri ve birbirlerine göre üstünlükleri araştırıldı. Uygulanan yöntemlerin sonuçları incelendiğinde FIF tekniğinin daha güvenilir olduğu sonucuna varıldı.

2014, 111 sayfa

Anahtar Kelimeler: Motorize Kama, Alan-İçi-Alan, Dozimetrik Karşılaştırma, İyon Odası, Fantom

ABSTRACT

Dosimetric Comparison of Behavior Motorised Wedge and Field-In-Field Techniques In High-Energy X-Ray Beams

Radiotherapy delivering the prescribed dose to the target volume accurately has a great importance. While giving the maximum dose to the tumor, it is very important to minimize the dose around the health tissues. Out of field doses is very important in cases such as critical organ doses in terms of the quality of high life standard and secondary cancer risk. In XIO treatment planning system (TPS) that we use in our clinic for this purpose, field in and field out doses have been aimed to be compared.

In our study, RW3 solid-water phantom (IBA) was used for the comparison of measured and calculated doses. Two detectors were used in the measurements, Farmer type ion chamber for one-dimensional and Matrix ion chamber for two-dimensional. Calculated and measured values were compared at two different energies (6 and 18MV). All measurements were founded with two detectors using the same sets. Calculated and measured dose values were analyzed by the analysis method of gamma. All detector readings obtained from two different areas, in-field and out-field, were compared with the values obtained from TPS.

Even if there isn't much difference between the planned and measured doses, FIF (Field in Field) gave closer results. In both techniques, when compared with MatriXX, in the edges of the field where the dose has a rapid change, the differences that results (derives) from the structure of CC04 was even much more higher. Kama seriously increased the MU values when compared with FIF. Especially the doses measured out of field are higher than calculated doses and this is because that Kama was not consulted as a second resource in the modelling. This situation can be resolved with segmentation method.

In treatment planning system (TPS), the controls of the techniques of motorize wedge used for homogeneous dose distribution and Field-in-Field and their advantages compared to each other were investigated. When the results of the applied methods were researched, it was concluded that FIF technique is more reliable.

2014, 111 pages

Key words: Motorized wedge, Field in Field, Dosimetric Comparison, Ionization Chamber, and Phantom

TEŞEKKÜR

Eğitimim ve projem boyunca yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren ve destekleyen danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Sinan YAŞAR' a, ve Radyasyon Onkolojisi Uzmanı Dr. Akgün AKPINAR'a, Fen Bilimleri Enstitü Müdürü Prof. Dr. İsmail Hakkı KARAHAN'a,

Özel Defne Hastanesi Radyasyon onkolojisi genel koordinatörü ve Onkomed Radyoterapi Dal Merkezi genel müdürü Savaş ÇITIRIK' a,

Beni destekleyen, her zaman yardımlarını esirgemeyen, arkadaşlarım Cem GÖKŞEN' e, Eser BİLEN' e, Erhan DARALI' a, Mehmet USLU' ya, Ceyda NARMAN'a, Barış AKÇA' ya Aydın SAĞLAM'a Serkan DAYAN' a, Okan YOLCU' ya, Ahmet ARSLANHAN'a, Özcan YOLCU'ya, Nizam ÖZTÜRK' e, Bilge TAŞAN' a, Aysu GÖKŞEN' e, Yemliha DÖLEK'e, Recep ERGEN'e, Eray BİLCAN'a, Serdar SARIGÜL'e, Beşir BAYAR'a, Esmâ BAYAR'a, Ahmet YILMAZ'a, Hasan SARIGÜL'e ve Süleyman UZUNOĞLU'na

Eğitim hayatım boyunca hep yanımda olan ve attığım her adımda beni destekleyen annem Haney YENER' e, babam Hüsso YENER' e, ağabeylerim İbrahim YENER' e, Şükrü YENER' e, Nihat YENER' e, İsmail YENER' e, ablam Filiz DEMİREL, ve kuzenim Mehmet YENER' e,

Başarılarımı destekleyen, daha fazlası için teşvik eden ve yanımda olan Doç. Dr. CebraİL GÜMÜŞ' e, Prof. Dr. İsmail GÜNAY' a, Yrd. Doç. Dr. Güral AYDIN'a, ve Doç. Dr. Murat ODUNCUOĞLU'na

En içten dileklerle teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ	1
1.1. Literatür.....	1
1.2. Amaç	3
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR	4
2.1. Radyoterapi	4
2.1.1. Küratif (İyileştirici) Radyoterapi	4
2.1.2. Şikâyetlere Yönelik (Palyatif) Radyoterapi	4
2.1.3. İçsel (İnternal) Radyoterapi (Brakiterapi).....	5
2.1.4. Dışsal (Eksternal) Radyoterapi (Teleterapi):	5
2.2. External Radyoterapide Kullanılan Radyasyon Cihazları.....	6
2.2.1. Kilovoltaj Tedavi (Röntgen, X-Işını) Cihazları	6
2.2.2. Yumuşak X-Işını Veren Tedavi Cihazları.....	6
2.2.3. Kontakt Tedavi Cihazları	6
2.2.4. Yüzeysel Tedavi Cihazları	7
2.2.4.1. Ortavoltaj Tedavi Cihazları.....	7
2.2.4.2. Süpervoltaj Tedavi Üniteleri.....	8
2.3. Radyoaktif Kaynaklar ile Çalışan Teleterapi Cihazları	8
2.3.1. Kobalt-60 Teleterapi Üniteleri	9
2.3.2. Cs-137 Teleterapi Ünitesi	10
2.4. Tanecik Hızlandırıcıları	11
2.4.1. Betatron, Elektron Hızlandırıcı Tedavi Cihazı.....	11
2.4.2. Siklotron Cihazları	11
2.4.3. Nötron jeneratörleri.....	11

2.4.5. Van de Graaf Jeneratörü	12
2.4.6. Lineer Hızlandırıcı	12
2.4.6.1. Çok Yapraklı Kolimatör.....	15
2.5. Foton Işınlarnnın Özellikleri.....	18
2.5.1. Foton Işınlarnnın Kalitesi	20
2.5.2. Ters Kare Kanunu	21
2.5.3. Foton Işınlarnnda Derin Doz Dağılımları	23
2.5.4. Build-up	24
2.5.5. Derin Doz Yüzdesi.....	25
2.5.6. Foton Işınlarnnda Doz Profili	27
2.5.7. Foton Işınlarnnda İzodoz Dağılımları	29
2.6. Radyasyonun Canlıdaki Etki Kademeleri	32
2.7. İyon Odası ve Çalışma Prensibi	33
2.8. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	34
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	37
3.1. Materyaller	37
3.1.1. Elekta Marka Synergy™ Platform Model Lineer Hızlandırıcı (Linak)	37
3.1.2. Scanditronix Welhofer Marka Dose 1 Model Elektrometre	39
3.1.3. Scanditronix- Wellhofer Marka CC04 Kompakt İyon Odası.....	41
3.1.4. Scanditronix Wellhofer Marka SP34 Model RW3 Katı Su Fantomu	41
3.1.5. Scanditronix-WellhoferMarka IMRT MatriXX.....	42
3.1.6. Scanditronix Wellhöfer OmniPro IMRT Yazılımı	43
3.1.7. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	43
3.1.8. Philips Marka Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	45
3.2. Yöntem.....	45
3.2.1. Ölçüm Set Kurulumları	45
3.2.2. Gamma Analizi	47
3.2.3. Step-and-Shoot Tekniğı	49
3.2.4. Fotonlar için Soğurulan Doz Hesabı	49
3.2.5. Doz Hesaplama Algoritmalarının Gelişimi	51
3.2.6. Convolution–Superpozisyon Metodu.....	51
3.2.7. Kaynak Cilt Mesafesi (SSD) Tekniğı	51
3.2.8. Kaynak Eksen Mesafesi (SAD) Tekniğı	52

3.2.9. Alan İçinde Alan Tekniği.....	52
3.2.10. Motorize kama	53
4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	55
4.1. SET A İyon Odası ile Alınan Ölçümler	55
4.2. 10x10 cm ² Alan için 6 MV'lik X-Işınlarında Alınan Verilerin Karşılaştırılması ve Gama Analiz Sonuçları.....	60
4.3. 20x20 cm ² Alan için 6 MV' lik X-Işınlarında Alınan Verilerin Karşılaştırılması ve Gama Analiz Sonuçları.....	71
4.4. 10x10 cm ² Alan için 18 MV' lik X-Işınlarında Alınan Verilerin Karşılaştırılması ve Gama Analiz Sonuçları.....	81
4.5. 20x20 cm ² Alan için 18 MV'lik X-Işınlarında Alınan Verilerin Karşılaştırılması ve Gama Analiz Sonuçları.....	91
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	101
KAYNAKLAR	106
ÖZGEÇMİŞ	111

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Cobalt Tedavi Aygıtı Bileşenleri	10
Şekil 2.2. Lineer hızlandırıcı şeması	14
Şekil 2.3. Lineer hızlandırıcının tedavi kafası (a) foton tedavisi modu (b) elektron tedavisi modu	14
Şekil 2.4. Çok Yapraklı Kolimatörün üstten kesiti	16
Şekil 2.5. ÇYK ve çenelerin farklı üreticilere göre yerleşimi	17
Şekil 2.6. Sızıntı radyasyonu azaltmak için farklı Tongue&Groove tasarımları	17
Şekil 2.7. Yuvarlak uçlu kolimatör	18
Şekil 2.8. Monoenerjetik ışınlar önüne konan herhangi bir x kalınlığındaki materyalde ışın şiddetindeki zayıflamanın (atenüasyonun) deneysel gösterimi.	19
Şekil 2.9. Deneysel olarak $TPR_{20,10}$ ölçümü	21
Şekil 2.10. S kaynağından yayınlanan fotonların diverjan yayılımı nedeni ile ışın şiddetindeki azalma	21
Şekil 2.11. Yüksek enerjili foton ışınlarının bir hastada oluşturduğu derin doz dağılımı. Dyüzey hastanın cildindeki giriş dozu, Dçıkış ışının hastadan çıkış dozu ve Dmaks genellikle 100'e normalize edilen maksimum doz noktasını göstermektedir	23
Şekil 2.12. Farklı enerjideki ışınların build-up doz karakteristikleri	24
Şekil 2.13. %DD değeri ölçümünün şematik gösterimi	26
Şekil 2.14. İki farklı enerjide foton ışınının derin doz dağılımı (SSD 100 cm ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için)	26
Şekil 2.15. 6 MV foton enerjisi için farklı alan büyüklüklerinde derin doz dağılımları	27
Şekil 2.16. Bir foton ışını için doz profili. P: penumbra.	28
Şekil 2.17. Farklı ışın kalitesindeki fotonların $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için doz dağılımları	29
Şekil 2.18. Geometrik ve transmisyon penumbrasının şematik gösterimi	30
Şekil 2.19. 6 MV X-ışını (SSD=100, $10 \times 10 \text{ cm}^2$) 45° kama filtre ile elde edilen izodoz dağılımı	31
Şekil 2.20. İyon odasının çalışma prensibi	33
Şekil 2.21. X-ışını tüpü ve hastadan çıkan radyasyonu ölçen dedektör	35
Şekil 2.22. X-ışını tüpü hasta etrafında dönerken, dedektörde hastadan çıkan radyasyonun ölçülmesi	36
Şekil 3.1. Elekta marka Synergy platform model Linak	37

Şekil 3.2. Elekta ÇYK dizaynı	38
Şekil 3.3. Tedavi cihazındaki iyon odası yerleşimi ve yeterince uzun bir kablo ile tedavi cihazı dışındaki elektrometre bağlantısı	40
Şekil 3.4. Scanditronix-Wellhofer Marka CC04 Kompakt İyon Odası.	41
Şekil 3.5. Katı su fantomu ve iyon odasının yerleştirileceği hazne.	42
Şekil 3.6. Scanditronix-Wellhöfer Marka IMRT MatriXX.	43
Şekil 3.7. Set A'nın şematik gösterimi.....	46
Şekil 3.8. Set B'nin şematik gösterimi.....	46
Şekil 3.9. Gamma analiz metodunun şematik gösterimi.....	48
Şekil 3.10. Kama boyutları.....	53
Şekil 3.11. Fiziksel, motorize ve sanal kama filtreler	54
Şekil 4.1. 10x10 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) teknığının planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.....	64
Şekil 4.2. 10x10 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) teknığının planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.	65
Şekil 4.3. 10x10 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) teknığının gama analiz sonuçları(a) Gama analiz histogramı, (b)Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.....	66
Şekil 4.4. 10x10 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.....	67
Şekil 4.5. 10x10 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.	68
Şekil 4.6. 10x10 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonuçları (a) Gama analiz histogramı, (b)Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.....	69
Şekil 4.7. 10x10 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) ve kama tekniklerinden elde edilen ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.....	70
Şekil 4.8. 20x20 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) teknığının planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.....	74
Şekil 4.9. 20x20 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) teknığının planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.	75
Şekil 4.10. 20x20 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) teknığının gama analiz sonuçları (a) Gama analiz histogramı, (b) Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.....	76

Şekil 4.11. 20x20 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.....	77
Şekil 4.12. 20x20 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Kama tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.	78
Şekil 4.13. 20x20 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonuçları (a) Gama analiz histogramı, (b) Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.	79
Şekil 4.14. 20x20 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) ve Kama tekniklerinden elde edilen ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.	80
Şekil 4.15. 10x10 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.....	84
Şekil 4.16. 10x10 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.	85
Şekil 4.17. 10x10 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin gama analiz sonuçları (a) Gama analiz histogramı, (b) Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.....	86
Şekil 4.18. 10x10 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.	87
Şekil 4.19. 10x10 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.	88
Şekil 4.20. 10x10 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonuçları (a) Gama analiz histogramı, (b) Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.	89
Şekil 4.21. 10x10 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) ve kama tekniklerinden elde edilen ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.	90
Şekil 4.22. 20x20 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.....	94
Şekil 4.23. 20x20 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.	95
Şekil 4.24. 20x20 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin gama analiz sonuçları (a) Gama analiz histogramı, (b)Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.....	96
Şekil 4.25. 20x20 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.	97
Şekil 4.26. 20x20 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.	98

- Şekil 4.27. 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonuçları (a) Gama analiz histogramı, (b) Gama analiz sonucunun renklendirme skalası. 99
- Şekil 4.28. 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) ve kama tekniklerinden elde edilen ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması. 100

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Farklı enerjide foton ışınlarının 10x10 cm ² alan için ve 10 cm derinlikteki %DD değerleri ve maksimum doz derinlikleri (d _{maks})	25
Çizelge 4.1. Kama yöntemi ile 10x10 cm ² alan için 6 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okunan yük (nC) değerleri ve TRS-398'e göre 5 cm de hesaplanandoz değerleri	56
Çizelge 4.2. FIF yöntemi ile 10x10 cm ² alan için 6 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okunan yük (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri	57
Çizelge 4.3. Kama yöntemi ile 20x20 cm ² alan için 6 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri	57
Çizelge 4.4. FIF yöntemi ile 20x20 cm ² alan için 6 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri	58
Çizelge 4.5. Kama yöntemi ile 10x10 cm ² alan için 18 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri	58
Çizelge 4.6. FIF yöntemi ile 10x10 cm ² alan için 18 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri	59
Çizelge 4.7. Kama yöntemi ile 20x20 cm ² alan için 18 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri	59
Çizelge 4.8. FIF yöntemi ile 20x20 cm ² alan için 18 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri	60
Çizelge 4.9. 10x10 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-İçi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozun tedavi planlama sistemi (TPS) hesaplan doz değerleri ile yüzdesel karşılaştırılmaları	61

Çizelge 4.10. 10x10 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların farklı tekniklerin, aynı dozimetrik ekipman açısından yüzdesel karşılaştırılmaları.....	62
Çizelge 4.11. 10x10 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların her bir teknik için kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyetlerinin yüzdesel olarak karşılaştırılması.....	63
Çizelge 4.12. 20x20 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozun tedavi planlama sistemi (TPS) hesaplan doz değerleri ile yüzdesel karşılaştırılmaları.	71
Çizelge 4.13. 20x20 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların farklı tekniklerin, aynı dozimetrik ekipman açısından yüzdesel karşılaştırılmaları.....	72
Çizelge 4.14. 20x20 cm ² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların her bir teknik için kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyetlerinin yüzdesel olarak karşılaştırılması.....	73
Çizelge 4.15. 10x10 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen doz tedavi planlama sistemi (TPS) hesaplan doz değerleri ile yüzdesel karşılaştırılmaları.	81
Çizelge 4.16. 10x10 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların farklı tekniklerin, aynı dozimetrik ekipman açısından yüzdesel karşılaştırılmaları.....	82

Çizelge 4.17. 10x10 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların her bir teknik için kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyetlerinin yüzdesel olarak karşılaştırılması.....	83
Çizelge 4.18. 20x20 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozun tedavi planlama sistemi (TPS) hesaplan doz değerleri ile yüzdesel karşılaştırmaları.	91
Çizelge 4.19. 20x20 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların farklı tekniklerin, aynı dozimetrik ekipman açısından yüzdesel karşılaştırmaları.....	92
Çizelge 4.20. 20x20 cm ² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların her bir teknik için kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyetlerinin yüzdesel olarak karşılaştırılması.....	93

SİMGELER VE KISALTMALAR

Kisaltmalar	Açıklamalar
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
LH	Lineer Akselatör (Linac)
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
YART(IMRT)	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
T&G	Tongue&Groove (Girinti ve Çıkıntı)
HVL	Yarı Değer Kalınlık
Co-60	Kobalt-60
Ni-60	Nikel-60
Cs-137	Sezyum-137
γ	Gama
TKK	Ters Kare Kanunu
%DD	Yüzde Derin Doz
OAF	Off-Axis-Factor
RT	Radyoterapi
BT(CT)	Bilgisayarlı Tomografi
eV	Elektron Volt
nC	Nano-Coulomb
ICRU	The International Commission on Radiation Units and Measurement (Uluslararası Birimler ve Ölçüm Komisyonu)
SSD	Source Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)
SAD	Source Axis Distance (Kaynak Eksen Mesafesi)
UAEA(IAEA)	Uluslararası Atom Enerji Ajansı (International Atomic Energy Agency)
keV	Kilo Elektron Volt
d_{maks}	Maksimum Doz Derinliği
3BKRT	Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
HU	Hounsfield Unit
TPR _{20,10}	Demet Kalitesi Birimi
kV	Kilo Volt
cGy	Santi-Gray
UM	Uyum Mesafesi
ΔD	Yüzde Doz Farkı
kVp	Pik/Maksimum Kilo Voltaj
Al	Alüminyum
Cu	Bakır
Sn	Kalay
$D_{çıkış}$	Işının Hastadan Çıkış Dozu
$D_{yüzey}$	Hastanın Cildindeki Çıkış Dozu
D_{maks}	Genellikle 100'e Normalize Edilen Maksimum Doz Noktası
SDD	Kaynak Kolimatör Mesafesi
s	Saniyesi
EPID	Electronic Portal Imaging Device (Elektronik Portal Görüntüleme)
2D	İki Boyut

3B	Üç Boyut
TMR	Doku Maksimum Oranı
Sc	Kolimatör Saçılma Faktörü
Sp	Fantom Saçılma Faktörü
SAR	Scatter-Air Ratio (Saçılma Hava oranı)
TAR	Doku Hava Oranı
DHV	Doz Volüm Histogramı
MU	Monitör Unit (1 cGy Doza Karşılık Gelen Süre)
MV	Mega Volt
MeV	Mega Elektron Volt
CTV	ClinicTarget Volume (Klinik Hedef Hacmi)
PTV	Planning Target Volume (Planlanan Hedef Hacim)
ÇNAEM	Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi
FIF	Field-In-Field (Alan-içinde-Alan)
cm	Santimetre
mm	Milimetre
ND	Nokta Doz

1. GİRİŞ

1.1. Literatür

Parçacık fiziğinin en temel cihazlarından olan lineer hızlandırıcılar (LH) yüklü parçacıkların elektrik alan ve manyetik alan altındaki davranışlarından yararlanan sistemlerdir. Bu sistemler nükleer reaksiyonların araştırılması gibi konularda büyük ölçüde kullanılmakla birlikte günümüzde medikal uygulamalarda da oldukça sık kullanılmaktadır (Greene ve ark., 1997). Hızlandırılmış bu yüksek enerjili elektronlar genellikle yüzeysel tümör tedavilerinde kullanıldığı gibi, elektronların tungsten gibi yüksek atom numaralı bir hedefe çarptırılmalarıyla elde edilen bremsstrahlung x-ışınları da derine yerleşmiş tümör tedavilerinde kullanılmaktadır (Khan, 2007).

Radyoterapide kullanılan ışın alanları, çeşitli şekillere sahiptir. Işın alanlarının şekillendirilmesinin amacı, var olan hedef hacme göre biçimlendirmektir. Genel olarak radyoterapide dört çeşit alan şekli kullanılır. Bunlar; kare, dikdörtgen, dairesel ve düzensiz alanlardır (Hendee, 2005).

Kare veya dikdörtgen alanlarla uzun süre tedaviler yapılmıştır. Fakat tümörün hemen etrafındaki sağlam dokuları korumak için bazı koruyuculara gereksinim duyulmuştur. Bunun üzerine blok, kama ve kompensatörler geliştirilmiştir. Uzun yıllar bu teknik sayesinde üç boyutlu tedavi planlama sistemlerinin de gelişmesiyle konformal tedaviler yapılmıştır. Ardından, tümör çevresindeki sağlıklı organ ve dokuları korumak için kullanılan bloklar yerine Çok Yapraklı Kolimatör' ler (ÇYK) geliştirilmiştir. Blokların, hazırlanışı ve uygulanışı açısından bazı dezavantajlar mevcuttur (Williams, 2003).

Bu dezavantajlar arasında, blok malzemesi olan cerrobendin zehirli oluşu, her bir hasta için ayrı zaman harcanması, hem insan gücü hem malzeme açısından ayrıca maliyet yer almaktadır.

Alan içinde alan tekniği sıcak doz alanlarının ana alanlar altına açılan segmentler ile düşürülerek homojen doz dağılımının sağlandığı yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) planlama tekniğine karşılık gelir. Tekniğin amacı; doz dağılımındaki sıcak noktaları ortadan kaldırmaktır (Lee ve ark., 2008).

Bu tedavi yönteminin avantajı, üç boyutlu (3B) tedavi yöntemlerine göre daha homojen doz dağılımı sağlaması ve risk altındaki normal organ dozlarının daha düşük olmasına imkân tanınmasıdır (Ercan ve ark., 2010). Bu teknik ile elde edilmiş konformal doz dağılımları kritik organların daha iyi korunabilmesi ve tümöre yüksek dozlar verilebilmesi nedenleri ile lokal kontrolü artırma ve yan etkileri azaltma açısından önemli avantajlar sağlamaktadır.

Bu teknikte hedeflenen yoğunluk ayarlaması sadece statik çok yapraklı kolimatör (ÇYK) içeren foton alanları ile yapılır. Yoğunluğu ve atom numarası dokuya eşdeğer olan ve RT' de doku eksikliğini gidermek amacıyla cilt üzerine yerleştirilen bolus maddesi bu teknikte kullanılabilirken, kama filtre ve blok kullanılmamaktadır (Korczyńska ve ark., 2010).

Kama filtrelerin 20x20 cm²'den büyük alanlarda kullanılmaması tavsiye edilir. Kama filtre kullanılarak yapılan ışınlamalarda ışının sertleştirilmesine bağlı olarak derin dozlar değişir. Bununla birlikte kama filtre kullanıldığında ışınlamada oluşan elektron kontaminasyonu azalır ve maksimum dozlarda değişim gözlenir. Bu etkiler hesaba katılmadan tedavi dozunun hesaplanmasında açık alan değerleri kullanılırsa farklı oranlarda hatalar oluşur. Bu hata 6 MV enerjide 18 MV'e göre daha fazla gözlenir. Kama filtre faktörünü belirlemek için ölçüm derinliği ve diğer ışın değiştirici materyallerin etkisi önemlidir. Bu materyallerin kullanımında doz maksimum terimi yerine referans doz ifadesinin kullanılması önerilir (Knös ve ark., 1991).

Zhu ve ekibinin 1995 yılındaki çalışmasında, kafa saçılması faktörüne etki eden birçok neden olduğu söylenmiştir. Fotonlar hızlandırıcı kafasındaki bazı yapılardan saçılırlar (kafa saçılması). Ayrıca fotonlar ve elektronlar monitör odasından saçılırlar (monitör geri saçılması). Kafa saçılmasının sebeplerinin, primer kolimatör, düzleştirici filtre, ikincil kolimatörler ve eğer kullanılıyorsa kama gibi malzemelerden kaynaklandığı bildirilmiştir (Zhu ve ark., 1995).

Jordan ve Williams 1994 yılında yaptığı çalışmada, yapraklar arası sızıntıyı azaltmak için ÇYK' ler T&G şeklinde dizayn edildiğini ve ÇYK'lerin radyasyon onkolojisine girişiyle birçok avantaj sağlandığını bildirmiştir. ÇYK'ler konvansiyonel bloklar ile yer değiştirdiğinde, blok hazırlama işlemi elimine edildiği, aynı zamanda radyoterapistlerin, blok hazırlama ve hasta hazırlama zamanında blok taşırken harcadıkları gücün azalmış olduğu söylenmiştir(Jordan ve ark., 1994).

Ayrıca, konformal tedavide kullanılabilse de Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi'nde (YART) her bir ışın alanı içinde çoklu segmentler yer almaktadır. Bu segmentler arasında blok değiştirmek imkânsızdır. Bu yüzden YART uygulamasında ÇYK kullanımı şarttır (Boyer ve ark., 2001).

Kolimatör sisteminde radyasyon alanını şekillendiren, birbirinden bağımsız hareket edebilen ince ve yoğunluğu yüksek metal birçok plakanın oluşturduğu, ÇYK olarak adlandırılan bölüm oldukça önemlidir. ÇYK'de yaprak sayısı, kalınlıkları, radyasyon geçirgenliği, yapraklar arasındaki sızdırmazlık, diverjans özelliği ve yaprak hızları üretici firmaya bağlı olarak değişmektedir (Çetingöz, 2013).

Ölçüm düzenekleri son derece dikkatli oluşturulmalı ve kullanılacak ölçüm araçları hassasiyetle seçilmelidir. Yapılması gereken dozimetrik kontroller birçok protokol ve makalede belirtilmiştir (Timothy ve ark., 1994; Losasso, 2003).

1.2. Amaç

İyonizan radyasyonun kanserojen etkisi için eşik bir doz değeri olmadığından radyoterapi uygulanan hastalarda tedavi bölgesi dışına saçılan radyasyon dozu önemlidir. Planlama sistemlerinin bünyesindeki algoritmalar ile ışınlanacak alan içerisindeki dozlar büyük bir doğrulukla hesaplanabilmektedir. Ayrıca ışınlanacak tedavi bölgesi dışında kalan alanların aldığı dozlar sistem tarafından doğru hesaplanabilmelidir.

Alan dışı dozlar, kritik organ dozları gibi durumlarda yaşam kalitesinin yüksekliği ve ikincil kanser riski açısından çok önemlidir. Bu çalışmada kliniğimizde kullanılan XIO tedavi planlama sisteminde (TPS) alan içi ve alan dışı dozların karşılaştırılması amaçlandı. XIO TPS'de homojen doz dağılımları elde etmek için kullanılan planlama algoritmasında (Superposition) hesaplanan teorik dozlar, dinamik kama ve alan-içi-alan tekniklerinde ölçülen dozlarla karşılaştırıldı. Tedavi planlama sisteminde (TPS) homojen doz dağılımları için kullanılan motorize kama ve alan-içi-alan (FIF) tekniklerinin kalite kontrolleri ve birbirlerine göre üstünlükleri araştırıldı.

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

2.1. Radyoterapi

Işın tedavisi yada şua tedavisi olarak da isimlendirilen radyoterapi yaklaşık 100 yıldır kanser tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. Etkisi kanser hücrelerinin iyonlaştırıcı radyasyonla yok edilmesi temeline dayanır (Losasso, 2003). Kilovoltaj x -ışınları genellikle cilt kanserleri ve yüzeysel tümörler için kullanılırken, megavoltaj x -ışınları derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılır. Megavoltaj elektronlar ise yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılırlar (Beyzadeoğlu ve ark., 2008). Uygulama amacına göre radyoterapi küratif ve palyatif olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır.

2.1.1. Küratif (İyileştirici) Radyoterapi

Hastalık hakkındaki mevcut bilgiler ışığında, hastalığın tamamen yok edilmesinin mümkün olduğu durumlarda uygulanır. Tek başına ya da ameliyat ve/veya kemoterapi ile birlikte verilebilir (Kılıç, 2011).

2.1.2. Şikâyetlere Yönelik (Palyatif) Radyoterapi

Bu tip tedavide amaç sadece hastalığın belirtilerini hafifletmek ve hastanın yaşam kalitesini artırmaktır. Örneğin, ağrılı bir kemik bölgesine verilen radyoterapi ile ağrı azaltılır. Kanamalı tümörlere uygulanan radyoterapi ile kanama kontrol altına alınır. Bu tip radyoterapi ile verilen doz iyileştirici radyoterapiye oranla daha az, tedavi süresi de daha kısadır (Kılıç, 2011).

Özellikle küratif radyoterapilerde amaç, normal dokuları olabildiğince koruyup kanser hücrelerine onları yok edecek dozu göndermektir.

- Başarılı bir radyoterapi için:
- Hedef bölge ve tedavi alanlarının doğru ve hassas biçimde belirlenmesi,
- Dikkatli fizik planlama,

- Işının her hastaya ve alana göre şekillendirilmesi,
- Işının gönderildiği alanın ve verilen dozun doğru olduğunun gösterilmesi zorunludur. Uygulama yöntemine göre radyoterapi teknikleri içsel ve dışsal olmak üzere iki gruba ayrılabilir:

2.1.3. İçsel (İnternal) Radyoterapi (Brakiterapi)

Radyoaktif kaynakların veya kaynak taşıyıcı aygıtların vücuda ya da tümöre degecek, doğal vücut boşluklarına yerleştirilecek veya tümörün içinde olacak şekilde kullanıldığı radyoterapi yöntemidir. Günümüzde çapı 1 mm' nin altına indirilmiş minik kaynaklar kullanan uzaktan yüklemeli (remote after loading) sistemlerin gelişmesi ve kullanılan kaynaktan uzaklaştıkça hızlı doz azalması nedeniyle yakın komşuluğunda kritik organ bulunan kanser yerleşim bölgelerinde dışsal (eksternal) radyoterapi ile birlikte doz tamamlayıcı olarak (örneğin rahim, rahim ağzı, bronş, meme, yumuşak doku kanserlerinde), bazı göz tümörleri (koroidal malignmelanom), erken evre rahim, rahim ağzında yerleşmiş kanserlerde tek başına küratif amaçla ya da ileri evre bazı kanserlerde (bronş, safra yolu gibi) yakınmaları azaltmak için kullanılabilir (MEB, 2012).

2.1.4. Dışsal (Eksternal) Radyoterapi (Teleterapi):

Radyoaktif kaynak ya da ışını hastaya gönderen ana bölüm ile hasta arasında 80-100 cm gibi uzaklığın bulunduğu radyoterapi tekniğidir. İnsan vücudunun herhangi bir bölgesinde yerleşmiş bir tümör göz önüne getirildiğinde tümöre ulaşmak için ışınlar cilt, cilt altı ve yolu üzerindeki normal dokulardan geçmek zorundadırlar. Derinde yerleşmiş ve geniş alan ışınlamasının gerektiği (örneğin ana tümör ve/veya ilgili lenf bezi yayılım alanları gibi) hemen hemen tüm kanser türlerinde kullanılabilirler. Bu tekniği uygulayan makineler de eksternal tedavi (teleterapi) makineleri olarak adlandırılırlar (MEB, 2012).

2.2. External Radyoterapide Kullanılan Radyasyon Cihazları

X-ışını üreten tüp, gamma ışını yayan radyoaktif kaynak veya atomik parçacıklar üreten aygıtların vücudun dışında olduğu ve uzaktan ışın tatbik edildiği tedavi üniteleridir.

External tedavi üniteleri, üretilen ışın veya atomik parçacıkların enerji düzeylerine göre şöyle sınıflandırılır (Kuter, 1984;Khan, 2003; Hendee, 2005).

2.2.1. Kilovoltaj Tedavi (Röntgen, X-Işını) Cihazları

Tedaviye uygun yapılmış röntgen tüpünün anot ve katodu arasına tatbik edilen elektrik potansiyel farkı kadar enerjide x -ışını elde edilmektedir. Bunun için uygulanan elektrik potansiyel farkına uygun metal filtreler kullanılır. Bu cihazlar maksimum enerjilerini cilt üzerinde topladıkları için ve üretilen x -ışınlarının girişicilik güçlerinin fazla olmaması nedeni ile derin organ orijinli tümörlerin tedavisinde kullanılmazlar (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.2.2. Yumuşak X-Işını Veren Tedavi Cihazları

Bu cihazlardan 10-20 kV ve 15-25 mA gücünde çalışanlar en yumuşak yani en uzun dalga boylu x -ışını veren cihazlardır. Röntgen tüplerinin ışın veren pencereleri cam Philite, son yapılanların ise mekanik darbelere karşı dayanıklı olan Berilyum elementinden yapılmıştır. Doz şiddetini yüksek tutmak ve derin dozun yüzde miktarının aşağı seviyede olmasını sağlamak için kaynak-cilt mesafesi küçüktür. 0,5 mmAl'dan daha küçük filtreler kullanılır (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.2.3. Kontakt Tedavi Cihazları

40-50 kV, 2 mA gücünde elektrik enerjisiyle çalışırlar. Yüzey ve intra-kaviter lezyonların tedavisinde kullanılır. Odak-cilt uzaklığı 20-40 mm arasındadır. 0,5 mm, 1mm, 2,5 mm kalınlığında alüminyum (Al) filtreler kullanılır. Dozu yarıya indiren

tabaka kalınlığı (HVL) 0,35-3,0 mmAl arasındadır. Doz doku içerisinde hızla düşer, ilave filtre yok iken 1 cm derinlikte derin doz %20, 2,5 mmAl filtre takılı iken %40'dır. Cihazın yüzeysel intra-kaviter tedavi uygulamalarında kullanılan çeşitli boyut ve şekilde ışın demetine şekil veren tedavi konüsleri vardır (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.2.4. Yüzeysel Tedavi Cihazları

60-150kV ve 5-10 mA gücünde çalışan cihazlardır. Odak-cilt uzaklığı 15-30 cm arasındaki uzaklıklarda tedavi yapılır. Filtreleri 1-4 mm alüminyum filtreler kullanılır. HVL değeri 1-5 mm arasındadır. Yüzeysel ve intra-kaviter lezyonların tedavisini yapmak için dairesel şekilde ve 1-5 cm çaplarında tedavi konüsleri vardır. Geniş lezyonların tedavisi için açık saha yani tedavi konüsü takmadan da tedavi yapmak mümkündür. Cildin yüzeyinden birkaç mm derinlikte bulunan lezyonların tedavisinde kullanılır. Yukarıdaki üç grup halinde sınıflandırılması yapılan bu cihazlar bazal ve epidermoid hücreli kanserlerin tedavisinde kullanılmaktadır (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.2.4.1. Ortavoltaj Tedavi Cihazları

150 - 300 kV ve 10-30 mA gücünde çalışan cihazlardır. Cilt-dudak kanserleri, cilt- cilt altı yumuşak doku ve yüzeysel kemik metastazlarının tedavilerinde kullanılırlar. Orta voltaj tedavide 30 cm, 40 cm, 50 cm ve 70 cm odak-cilt uzaklıkları veya her ebada ayarlanabilen ışıklı diyaframları vardır. Tüpün kendi değişmez filtresinde başka 0,5 mm, 0,8 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 3 mm, bakır ve ayrıca yüksek kV'larda kullanılan doz verimi daha yüksek fakat kalitesi bakır filtrelere eşdeğer Thoraseus filtreleri kullanılır. Bu filtre kalay, bakır, alüminyum karışımı filtredir. Bu cihazlarda elde edilen x-ışınları kalitesi, yani HVL 0,5-4,5 mmCu arasındadır. Kullanılan röntgen tüpleri normal veya berilyum pencerele olup soğutma yalıtkan yağ sirkülasyonu ile yapılır.

Orta voltaj tedavi cihazlarında homojen bir x-ışını demeti elde etmek için sabit-potansiyel sistemi ile çalışan yüksek tansiyon jeneratörleri kullanılır.

200-250 kV enerji seviyelerinde çalışan röntgen tedavi cihazları radyoterapinin ilk yıllarında derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılıyordu. Bu enerji seviyelerinde, yumuşak doku ile kemik dokusu arasında radyasyonun absorpsiyonunun farklarının fazla oluşu, derin doz yüzde miktarının düşük olması ve yana saçılan ışık miktarının fazla olması nedenleri ile yerlerini süpervoltaj ve megavoltaj cihazlara terk etmiştir.

Kobalt ve lineer hızlandırıcılar, orta voltaj ve yüzeysel tedavi makinelerinin yerini aldığı dönemlerde de, orta voltaj tedavi makineleri kliniklerdeki önemini korumuştur. Özellikle göz çevresindeki belli anatomik lezyonlardaki cilt kanserleri gibi lokalize yüzeysel lezyonların tedavisinde ve intra-operativ tedavilerde iyi bir tedavi aracı olduğu klinisyenler tarafından düşünülmektedir (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.2.4.2. Süpervoltaj Tedavi Üniteleri

400 kV-2 MV arasında 1-10 mA gücünde çalışan cihazlardır. Bu cihazların başlıca olanları elektrostatik jeneratörler ve rezonans transformatörleridir. Süpervoltaj tedavi cihazlarında 300-400 kV'larda 4 mmCu, 5 mmCu, 400-2000 kV arasında Sn, Fe, Pb filtreler kullanılır. Meydana gelen x-ışınlarının kalitesi HVL'si 4 mmCu ile 10 mmCu arasındadır. Genellikle 80-100 cm arasındaki odak-cilt mesafesinde kullanılırlar. Derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılır. Bu cihazlarla yapılan tedavilerde cilt reaksiyonları daha az olup, derin doz yüzdesi yüksek ve volüm dozu daha azdır (Kuter, 1984;Khan, 2003).

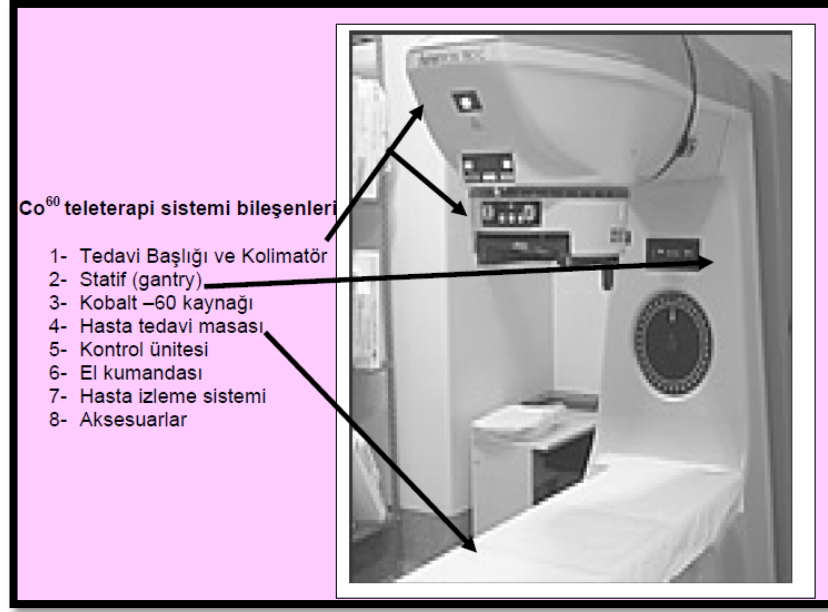
2.3. Radyoaktif Kaynaklar ile Çalışan Teleterapi Cihazları

Radyoterapinin ilk yıllarında birkaç gram Ra-226 kapalı bir kutu içine konarak İngiltere ve İsveç'te teleterapi kaynağı olarak kullanılmıştır. Ra-226 teleterapi cihazlarının kaynak çapının büyük oluşu, doz veriminin (Spesifik aktivitenin (Ci/g)) düşük oluşu ve penumbranın büyük olması nedeni ile yerlerini Co-60 ve Cs- 137 teleterapi cihazlarına terk etmiştir (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.3.1. Kobalt-60 Teleterapi Üniteleri

1940 yıllarında nükleer reaktörlerin geliştirilmesi ile yüksek enerjili gama ışınları yayan yapay radyoaktif maddeler elde edilmiş, radyoaktif kobalt (Co-60) ve Cesium (Cs-137) kaynakları teleterapi ünitelerinde kullanılmaya başlanmıştır. Radyoaktif kobalt kaynağı radyoaktif olmayan Kobalt-59 (Co-59)'un nükleer reaktörlerde nötron bombardımanından elde edilir. Co-59'un atom çekirdeğine nötron girdiğinde hem atom numarası hem de atom ağırlığı bir değer artarak radyoaktif kobalt atomuna (Co-60) dönüşmektedir. Çekirdeğinde fazla miktarda nötron bulunduran bu izotop kararsızdır ve kararlı hale gelebilmek için çekirdeğin içindeki fazla nötronu protona dönüştürerek atom numarasını değiştirir ve Nikel (Ni-60) atomuna dönüşür. İlk kobalt ünitesi 1951 yılında Kanada'da kullanılmıştır. Çekirdekdeki bu değişim sırasında gamma ışınları yayınlanır. Co-60 kaynağından çıkan gama ışınlarının enerjileri $E_{\beta, \max} = 0,32 \text{ MeV}$, $1,17 \text{ MeV}$ ve $1,33 \text{ MeV}$ kadardır. Kaynak çapları 0,5-2,0 cm, kaynak aktivitesi 6000-7000 curie (Ci) dir. Co-60 kaynağı Wolfram ve Kurşundan yapılmış ve kütlesi yaklaşık 1 ton olan bu kafa içinde muhafaza edilmektedir. Tedavi ünitesindeki kaynak uzaktan ve kumanda odasından kumanda edilir. Co-60 radyoizotopunun yarılanma süresi 5,26 yıldır. Her ay %1, bir yılda %13, beş yılda %50 aktivite azalması olur. Bu yüksek aktivite kaynağı kaynak cilt mesafesinin (SSD) 80 cm olduğu noktaya dakikada 120-200 cGy gama ışını gönderir.

Co-60 tedavi ünitelerinin çoğunda kaynak-cilt uzaklığı SSD 80 cm kadardır. Yüzde elli derinlik dozu 10 cm dedir. Kobalt kaynağından çıkan gama ışınları cilt yüzeyini ışınladığında en yüzeydeki atomlardan elektron fırlatarak yüzeysel dokunun iyonizasyonuna neden olmakta, ileri fırlatılan bu elektronlar 4-5 mm kadar doku içinde gittikten sonra durmaktadır. Yani maksimum ışın absorpsiyonu cildin altında 0,5 cm derinlikte olmaktadır. Buna cilt koruma özelliği (SKİN SPARING EFFECT) denilmektedir. Akut radyasyon reaksiyonlarının cilt altı dokularda ileri derecede gelişmesine rağmen, ciltte hafif derecede görülmesinin nedeni budur. Co-60 kaynağından çıkan gama ışınlarının cildi koruyucu etkileri sayesinde fazla derinde olmayan dokulardan tümörler başarılı bir şekilde tedavi edilmekte ve cildin doz kısıtlayıcı engeli fazla bir sorun yaratmamaktadır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Cobalt tedavi aygıtı bileşenleri (Beyzadeoğlu ve ark., 2008).

Co-60 tedavi üniteleri SSD 80 cm’de, 10 cm derinlikteki dokulara cilt altındaki maksimum absorbe dozun %50 si ulaşmaktadır. Co-60 tedavi üniteleri beyin tümörleri, baş-boyun kanserleri ve kemik-yumuşak doku metastazları tedavilerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Co-60’ın SSD 80 deki ışın alanı maksimum 40x40 cm kadardır.

Co-60 tedavi ünitelerinin lineer hızlandırıcılara göre daha ucuz olması, temininin daha kolay ve uzun yıllar fazla bir sorun çıkartmadan çalışması gibi avantajları mevcuttur. Yoğun bir elektriksel kablo girişi gerektirmez. Ayrıca bakım maliyetleri ucuz ve çalıştırılması kolaydır. Günlük kalibrasyon gerekmez.

Bu avantajların yanı sıra her 5-6 yılda bir kaynak değişimi gerektirmesi, geniş ışın alanlarında doz dağılımının düz olmaması ve ışın kenarının geniş bantlı olması (penumbra) gibi dezavantajları mevcuttur (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.3.2. Cs-137 Teleterapi Ünitesi

Fazla derinde olmayan kemik ve yumuşak doku metastazlarında ve meme kanserlerinde lenf bezlerinin ışınlanmasında kullanılır. Gamma ışını enerjisinin düşük olması (0,66 MeV) nedeni ile kullanımı giderek azalmaktadır (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.4. Tanecik Hızlandırıcıları

Betatron ve lineer hızlandırıcılar, elektron hızlandırıcı olup tıpta tedavi amacı ile kullanılanların enerjileri 3MeV-50 MeV arasındadır (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.4.1. Betatron, Elektron Hızlandırıcı Tedavi Cihazı

Betatronlar, elektronların dairesel olarak hızlandırılması prensibine dayanır. Betatrandan elde edilen hızlandırılmış elektronlar tüpten dışarı çıkarak doğrudan doğruya yüzeysel ve orta derinlikte bulunan tümörlerin tedavisinde kullanılır. Enerjileri 18-50 MeV arasında olup, hem elektron hem de sert x -ışınları, tedavi yapmaya elverişlidir. Yüksek enerjili elektronlar doğrudan doğruya tedavide kullanıldığı gibi bir hedefe çarptırılarak elde edilen çok sert x -ışınları da kullanılır. 5-43 MeV'lik enerjilerde çalışan Betatronlar radyoterapi için en uygun olanlarıdır. X -ışınlarının normal randımanının düşük olması ve ışın alan boyutlarının kısıtlı olması nedeniyle terk edilmiştir (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.4.2. Siklotron Cihazları

Proton hızlandırılması ve nötron tedavileri için yapılmışlardır. Siklotron, proton ve döteron (1 proton+1 nötrondan oluşan atom çekirdeği) parçacıklarını 100 MeV seviyesine kadar hızlandırabilirler. Nötron ışınları oluşturmak için, döteronlar yüksek enerjilere (15-50 MeV) hızlandırılıp, hedefe (sıklıkla Berilyum) çarptırılır (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.4.3. Nötron jeneratörleri

Nötron jeneratörleri 14 MeV, proton hızlandırıcıları ise 30 MeV ve daha yüksek enerjilerde çalışmaktadır (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.4.5. Van de Graaf Jeneratörü

Yüklü parçacıkları hızlandırıldığı elektrostatik bir hızlandırıcıdır. Elektronlar hızlandırılarak 2 MV enerjili x -ışını oluşur. Yalıtkan bir kemere 20-40 kV uygulanır. Bu kemerde oluşan elektronlar, yuvarlak bir kubbeye kollektör ile taşınırlar.

Kubbede negatif yük toplanması sonucu zemin ile tepe arasında yüksek potansiyel oluşur. Bu potansiyel; flaman, metal halkalar ve hedeften oluşan x -ışını tüpü boyunca aktarılır. Zemin ile tepe arasındaki potansiyelde homojen bir azalma sağlamak için halkalar direnç ünitelerine bağlanırlar. Elektronlar hedefe çarptığında x -ışınları oluşur.

Bu makinelerin 10 MV ye kadar enerjilerde kapasitesi vardır. Oldukça büyük bir yer işgal ederler ve yüksek voltaj yalıtımına ihtiyaç gösterirler. Yalıtım azot ve karbondioksit karışımı ile sağlanır. Jeneratör çelik bir tank içindedir ve 20 atmosfer basıncında gaz karışımı ile doldurulur.

Van de Graaf Jeneratörü ve rezonans transformatör üniteleri klinik kullanımdan kalkmıştır (Kuter, 1984;Khan, 2003).

2.4.6. Lineer Hızlandırıcı

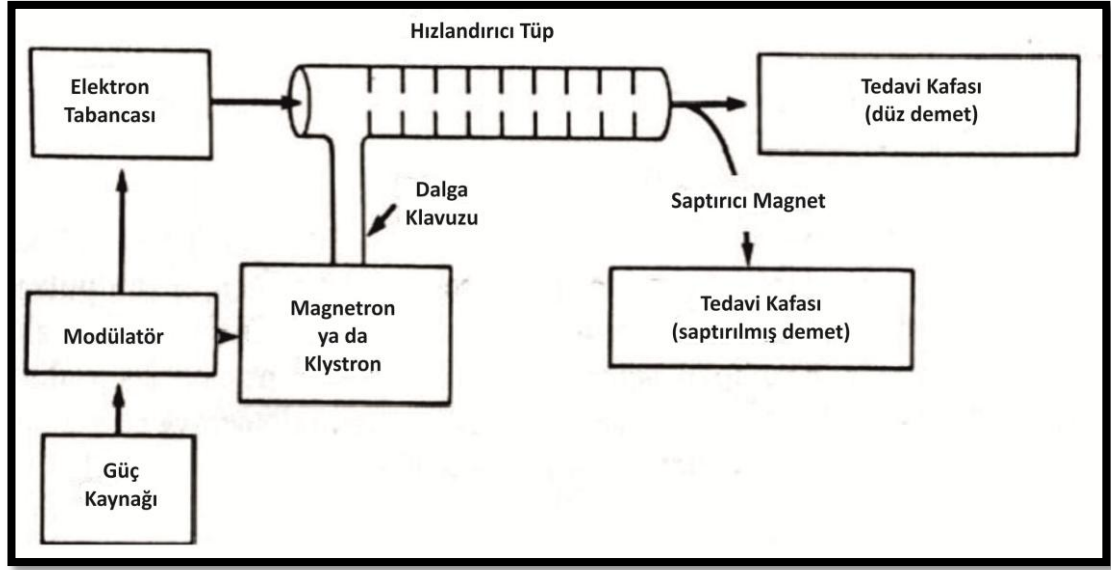
Lineer hızlandırıcı, elektron gibi yüklü parçacıkları lineer bir tüp boyunca hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanan bir cihazdır. Yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabilirken, elektronların hedefe çarptırılmasıyla oluşan x -ışınları derine yerleşmiş olan tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır (Khan, 2003).

Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcılar hareketli ve duran dalga hızlandırıcıları olmak üzere iki şekilde tasarlanmıştır. Bunların arasındaki fark hızlandırıcı yapısının tasarımından kaynaklanmaktadır. Hareketli dalga hızlandırıcılarının en önemli özelliği istenilen enerji kademesinde hızlandırılmış elektron demetleri elde edebilmesidir. Hareketli dalga yapılarında, hızlandırıcı tüpün sonunda kalan mikrodalga enerjisini soğuracak yapay (dummy) yük vardır. Hızlandırıcı tüpün içinde seri rezonans kavimleri vardır. Elektronlar kavimler arasından geçerken hızları artar. Ancak duran dalga tasarımı, hızlandırıcı tüpün magnetrona yani dalga

kaynağına bağlandığı yerde, kalan mikrodalga enerjisini soğurmak için bir sirkülatör gerektirir. Bu ise oldukça pahalıdır.

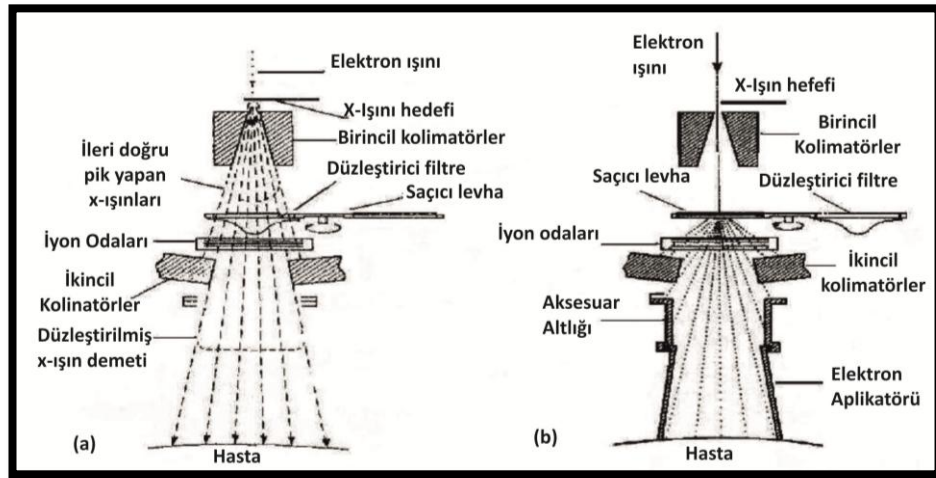
Lineer hızlandırıcıların mekanik tasarımı Şekil 2.2'deki şemada verilmektedir. Buna göre, güç kaynağı modülatöre doğru akım (DC) akım, modülatör ise şebekeye pulslu akım sağlamaktadır. Magnetron mikrodalga üretici ve klystron mikrodalga yükseltecidir. Magnetron ya da klystrondan çıkan ve frekansı yaklaşık 3000 MHz olan mikrodalgalar, dalga kılavuzu sistemi ile hızlandırıcı tüpe gönderilmektedirler. Elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen ve potansiyel farkı altında enerji kazandırıldıktan sonra ince bir demet haline getirilen elektronlar hızlandırıcı tüpün içerisine gönderilmektedir. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri yaklaşık olarak 50 keV civarındadır. Elektronlar, enerji kazanmak ve hızlandırılmak için elektromanyetik dalgaların üzerine bindirilir. Elektromanyetik dalgaların hızı, elektronlardan fazla olduğu için, tüp içerisindeki dairesel diskler ile hızları azaltılır. Disklerin boyutu ve aralarındaki uzaklık dalganın hızına göre belirlenir. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar birkaç MeV enerji kazanırlar.

Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar 90° veya 270° saptırıcı magnetler ile saptırılarak hedef üzerine veya doğrudan tüpün dışına gönderilir. Bu şekilde elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde direkt olarak kullanılabilceği gibi yüksek erime noktasına sahip, yüksek atom numaralı bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x -ışınları da elde edilebilmektedir (Khan, 2003; Dirican, 2009).



Şekil 2.2. Linear hızlandırıcı şeması (Khan, 2003).

Elektron tedavilerinde elektron demeti bir saçıcı tabakaya çarptırılarak homojen elektron akımı sağlayacak şekilde genişletilmektedir. Foton demetleri tedavide kullanılmadan önce düzleştirici filtrelerden geçirilmektedir. Düzleştirici filtreler kurşun, tungsten, alüminyum, çelik ya da bunların kombinasyonlarından yapılmaktadır. Cihazın kafası içinde primer kolimatörler, monitör iyon odaları, ışık demeti sistemi ve ayna sistemi bulunur. Kolimatörün alt kısmında kama (wedge) filtre ve koruyucu blok tepsi için özel yerler vardır. Şekil 2.3' te tedavi kafası görülmektedir (Khan, 2003; Dirican, 2009).



Şekil 2.3. Linear hızlandırıcının tedavi kafası (a) foton tedavisi modu (b) elektron tedavisi modu (Khan, 2003).

Birincil sabit kolimatör (genellikle tungsten) hedefin altına düzleştirici filtrenin üzerine monte edilir. İki ucu açık küçük eğimli bir koni şeklindeki bu cihaz, sadece ileri doğru saçılan x -ışınlarının lineer hızlandırıcının dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından yani tedavi kafasından geçen saçılmış fotonlardan kaçınmaya yardımcı olur. Bu kolimatörün boyutları genellikle ikincil kolimatörün olmadığı durumda 100 cm SSD' de yaklaşık 50 cm demet çapı verecek kadardır. İkincil kolimatörler ise genellikle yaklaşık 8 cm kalınlığında tungsten veya kurşundan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur ve 0° dan 40 cm' ye kadar farklı boyutlarda dikdörtgenel alanlar oluşturmak için kullanılırlar.

Lineer hızlandırıcının çalışmasında kritik olan diğer sistemler ve yardımcı sistemler, lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını düzenlemek için soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için bir iyon pompası sistemi, pnömatik sürücüler için bir basınç sistemi, iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını arttırmak için bir gaz sistemidir.

Lineer hızlandırıcı, hastanın doğru pozisyonlanması için yatay, dikey ve dönme hareketleri yapabilen bir tedavi masasına sahiptir. Lineer hızlandırıcı da radyasyon demetini üreten yapılar gantri ve stand içine monte edilmiştir; stand sabittir ve gantriyi pozisyonunda tutar; gantri, hastada hedeflenmiş farklı açılardaki demetleri oluşturabilmesi için hasta etrafında 360° dönme yeteneğindedir. Kolimatörler gantrinin bitim noktasına içten monte edilmiştir ve kolimatörlerin boyutu ve açısı ayarlanabilmektedir (Khan, 2003).

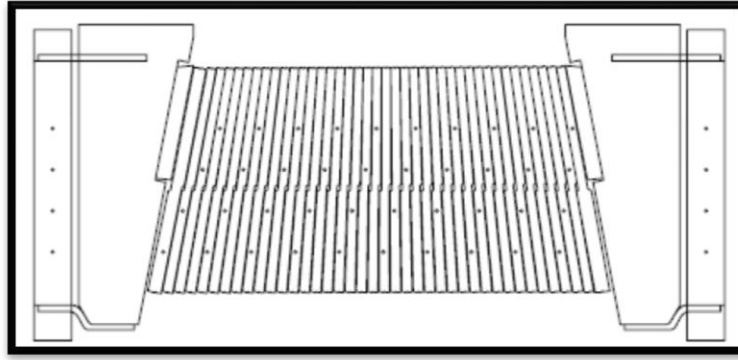
2.4.6.1. Çok Yapraklı Kolimatör

Radyoterapi tekniklerinin gelişmesine paralel olarak kolimatör sistemleride gelişmiştir. Konvansiyonel tekniklerde kullanılan yalnızca asimetrik ve simetrik alanlar açabilen kolimatörlere ek olarak birbirinden bağımsız hareket edebilen çok sayıda küçük kolimatörden oluşan çok yapraklı kolimatör(ÇYK) sistemleri lineer hızlandırıcılara eklenmiştir (Khan, 2003; Podgorsak, 2005) (Şekil2.4).

ÇYK' lerin yanı sıra ÇYK' lerin altında veya üstünde sızıntıyı önlemek için ek diyaframlar bulunmaktadır. Demet şekillendirmesinde kullanılan ÇYK sistemi iki

önemli nedenden dolayı gereklidir. Birincisi, sadece hedef hacmi ışınlarken ışınlanan sağlıklı dokuların hacmini azaltmak ve bununla beraber tolerans dozlarını arttırmaktır. İkincisi ise normal doku komplikasyonlarını azaltmaktır.

ÇYK' ler üç boyutlu konformal radyoterapi uygulamalarında statik olarak kritik yapıları koruma amaçlı kullanılırken, gelişen teknoloji ve bilgisayarlı planlama sistemleri sayesinde, yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinin geliştirilmesinde rol almışlardır (Webb, 2001; Khan, 2003). Planlama sistemleriyle uyumları ve tasarımları sayesinde yeni nesil ÇYK sistemleri radyoterapiye yeni bir bakış açısı kazandırmıştır (Şekil 2.4).

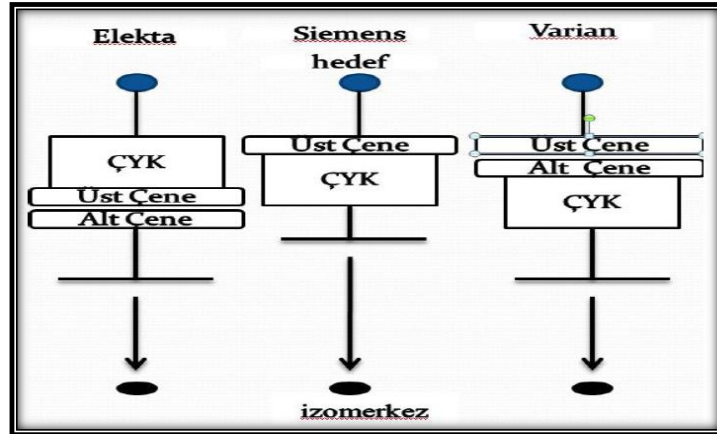


Şekil 2.4. Çok Yapraklı Kolimatörün üstten kesiti (Elekta, 2011).

Çok yapraklı kolimatörde yaprak genişliği önem taşımaktadır. Yaprak genişliği ile bir boyutta elde edilecek uzaysal ayırma gücüne karar verilmektedir. Yaprak hareketinin olduğu yönde uzaysal ayırma gücü sadece çok yapraklı kolimatörün pozisyon doğruluğu ile sınırlıdır. Maksimum yaprak hızı da bir diğer önemli özelliktir. Tipik yaprak hızı 2-4 cm/s arasında olmaktadır.

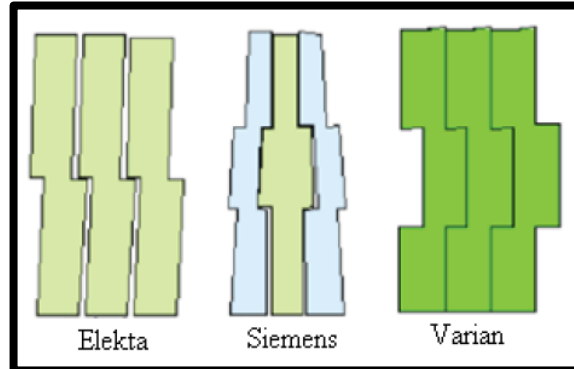
Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) kullanımı ile alan şekilleri tedavi planlama sistemleri tarafından otomatik olarak oluşturulabilmektedir. Bu durumda serobend blokların kullanımı, blok maliyeti, yapımları ve günlük set-up' lar için harcanan zaman ortadan kaldırılmış olur.

ÇYK'nın lineer hızlandırıcıdaki konfigürasyonları farklı olabilmektedir. ÇYK ve dörtgen kolimatör çenelerinin farklı üreticilere göre yerleşimleri Şekil 2.5' de verilmektedir. Bu yerleşimlere göre farklı performans ve dozimetrik özellikler, sızıntı ve penumbra farklılıkları oluşmaktadır (Schlegel ve ark., 2006).



Şekil 2.5. ÇYK ve çenelerin farklı üreticilere göre yerleşimi (Schlegel ve ark., 2006).

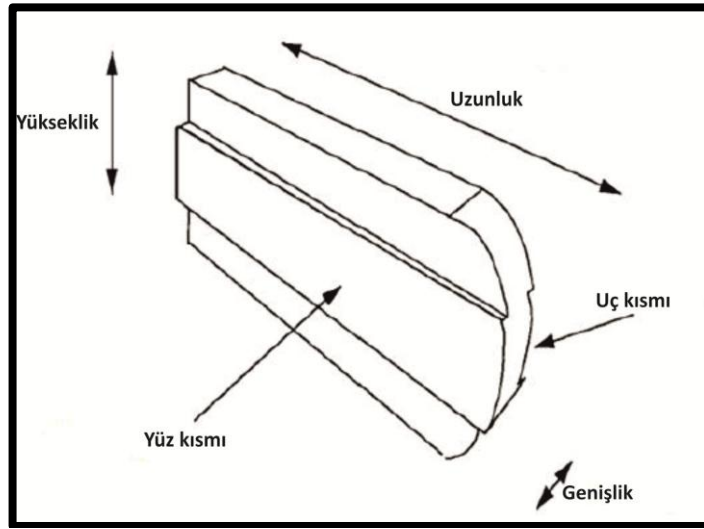
ÇYK'da sürtünmeden sakınmak için, yapraklar arasında yaklaşık 0,1 mm boşluk bırakılmaktadır. Bu boşluk sızıntı radyasyona neden olmaktadır. Bu durum özellikle demet odaklaması için, ÇYK'daki düzensiz alanlarda problem yaratmaktadır. Sızıntı radyasyonu azaltmak için yapraklar Tongue&Groove dizaynı ile üretilmektedir (Şekil 2.6). Bu dizaynda doz artefaktları oluşmaktadır. Bu doz artefaktlarına Tongue&Grove etkisi denmektedir (Khan, 2003; Jeraj, 2004; Schlegel ve ark., 2006).



Şekil 2.6. Sızıntı radyasyonu azaltmak için farklı Tongue&Groove tasarımları (Schlegel ve ark., 2006).

Radyasyon demetinin en önemli özelliklerinden birisi penumbradır. Penumbra, demet profilinin bir yüzeyindeki %80 ve %20'lik izodoz eğrilerinin arasındaki lateral uzaklıktır. Hedef hacim ve sağlıklı doku arasında basamak doz dağılımı elde etmek için penumbranın mümkün olduğu kadar küçük olması istenmektedir. Penumbra,

kolimatörün kaynağa göre konumuna ve kaynak çapına bağlıdır. Kural olarak, küçük penumbra elde etmek için kaynak çapı 2-3 mm kadar olmalı ve kaynak-kolimatör mesafesi mümkün olduğu kadar geniş bırakılmalıdır. Penumbra, kolimatör kenarlarının tasarımına da bağlıdır. Şekil 2.7’de görüldüğü gibi küçük penumbra elde etmek için yaprakların sonları her zaman kaynağa doğru yönlendirilmelidir. Bu özelliğe odaklama denir (Khan, 2003; Schlegel ve ark., 2006; Pasquino ve ark., 2006).

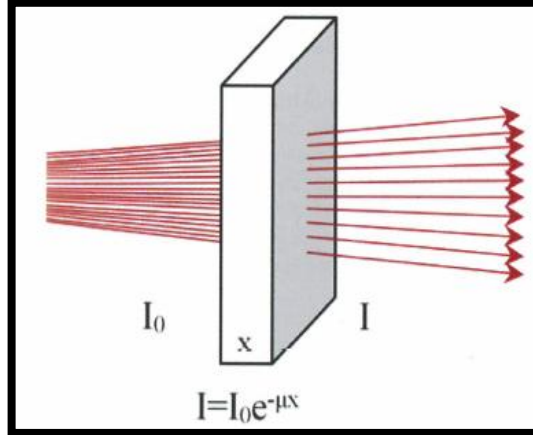


Şekil 2.7. Yuvarlak uçlu kolimatör (Brady ve ark., 2006).

2.5. Foton Işınlarmın Özellikleri

Fotonlar maddede iyonizasyona neden olan elektromanyetik radyasyonlardır. Eksternal RT’de kullanılan foton ışınları ortak fiziksel özelliklere ve etkilere sahip olmalarına rağmen, elde ediliş biçimlerine ve enerjilerine göre farklılık gösterirler. Gama (γ) ışınları bir radyoaktif kaynaktan yayınlanırken, x -ışınları elektron bombardımanına maruz kalan hedef materyalden frenlenme (*Bremstrahlung*) ve karakteristik x -ışınları olarak yayınlanırlar, γ ışınlarının monoenerjetik olmasına karşın, x -ışınları 0’dan maksimum enerjiye kadar farklı enerjilerde foton içerirler. Yüzeysel (süperfişyel) ve ortovoltaj x -ışınları röntgen tüplerinden elde edilirken, yüksek enerjili (megavoltaj) x -ışınları lineer hızlandırıcılardan elde edilir. X -ışınlarının maksimum enerjisi, hızlandırılmış elektronların kinetik enerjisine eşittir ve birimi elektron volt (eV)

cinsinden ifade edilir. Foton demetlerinin enerjileri arttıkça, dokudaki penetrasyonları da artar. Işın yoğunluğunu yarıya indiren tabaka kalınlığı (HVL) foton ışınlarının kalitesini, dolayısıyla enerjilerini tarif etmek için kullanılır (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Monoenerjetik ışınları önüne konan herhangi bir x kalınlığındaki materyalde ışın şiddetindeki zayıflamanın (atenüasyonun) deneysel gösterimi. I_0 : başlangıçtaki radyasyon şiddeti, I : materyalden geçtikten sonraki şiddeti, μ : lineer absorpsiyon katsayısı (cm^{-1}), x : materyal kalınlığı (cm) (Çetingöz, 2013).

Düşük enerjili (kilovoltaj) x -ışınlarında HVL ile birlikte kVp (pik/maksimum kilovoltaj), yüksek enerjili x -ışınlarında ise MV (megavoltaj) değerleri kullanılır. Radyasyon jeneratörlerinden (röntgen tüpü ve linak) elde edilen tüm x -ışınlarının enerjisi heterojendir ve enerji spektrumları pik voltajına, hedef materyalin yapısına ve ışın filtrasyonuna bağlı olarak değişir. Karakteristik x -ışınları, yayınlanan toplam x -ışınları içinde önemli bir yer tutmaz ve frenlenme ışınlarına göre düşük enerjili olduklarından filtreleme ile büyük ölçüde tutulurlar. Özellikle kilovoltaj x -ışınlarında daha homojen ve sert (daha fazla oranda yüksek enerjili x -ışını içeren) bir ışın huzmesi elde etmek için röntgen tüpü çıkışına filtreler konulur. Bu filtreler için genellikle Al (alüminyum), Cu (bakır) ve Sn (kalay) veya bunların farklı kalınlıktaki birleşimleri (*thoreaus* filtreler) kullanılır. Günümüz tedavilerinde kullanılan hızlandırıcılardan elde edilen megavoltaj x -ışınlarında ise, hızlandırılmış elektronların çarpıtıldığı hedef olan tungsten materyali aynı zamanda bir filtre vazifesi görür (Çetingöz, 2013).

2.5.1. Foton Işınlarnının Kalitesi

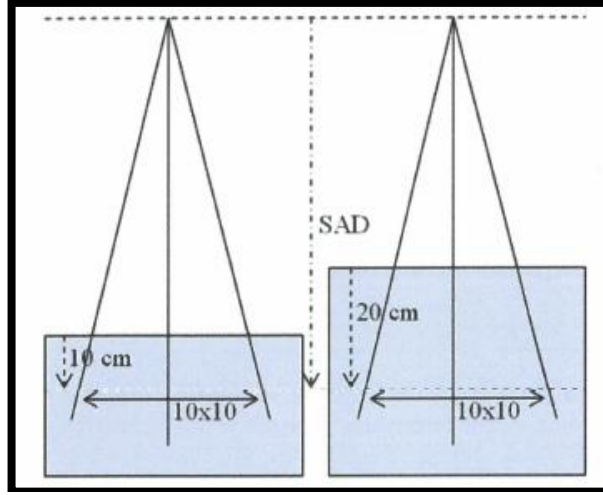
Şekil 2.8’de görüldüğü gibi monoenerjetik foton (γ ışını) için, x materyal kalınlığı belli bir enerjideki γ ışının o materyale özgül HVL değerine eşit (Denklem 2.1) ise yani ışın şiddetini yarıya düşüren ($I/I_0=1/2$) kalınlık ise;

$$HVL = 0,693/\mu \quad (2.1)$$

(μ :materyalin belli bir enerjisindeki γ ışını için zayıflama katsayısı) olarak hesaplanır. Yani monoenerjetik olan belli enerjideki bir foton (γ ışını) için belirli bir materyalin (ör: kurşun) HVL değeri her zaman aynıdır. 500 kV’den küçük foton enerjilerinde ışının kalitesi HVL ile tayin edilir. Böylece ışın dozunu belirli bir yüzde değerine düşürebilmek için (ör: %5) gerekli HVL (kurşun kalınlığı) da hesaplanabilir. Linaklarda yüksek enerjili x-ışınlarının elde edilmesi sırasında hızlandırılmış elektronların çarptırıldığı hedef aynı zamanda bir transmisyon filtresi vazifesi gördüğünden, monoenerjetik olmasa dahi düşük enerjili x-ışınlarından büyük ölçüde arınmış megavoltaj x-ışınları elde edilmiş olur. Ayrıca düzleştirici filtreler sayesinde ışının kalitesi istenen değerde ayarlanabilir ve ilave filtrelere gerek kalmaz.

Yüksek enerjili x-ışınlarının kalite tayininde Doku Fantom Oranı ($TPR_{20,10}$) kullanılır.

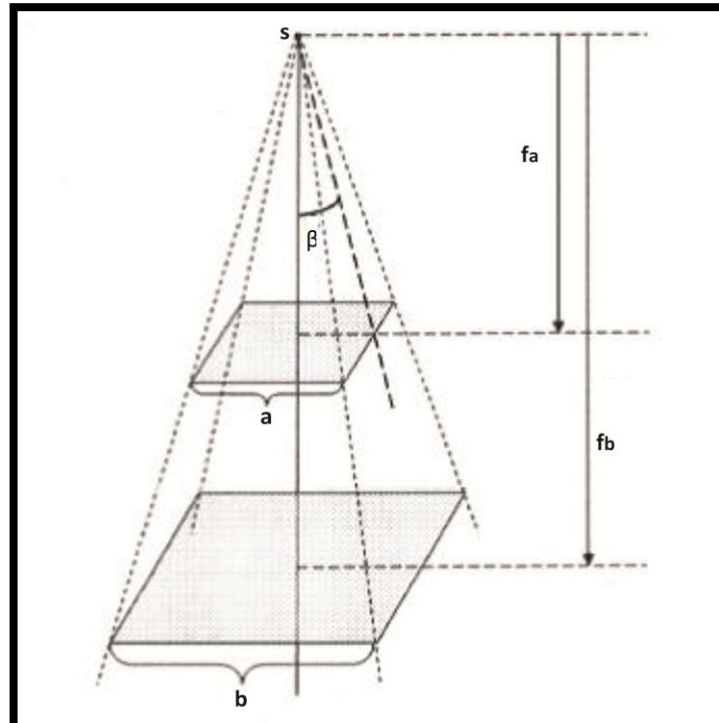
IAEA (Uluslararası Atom Enerji Ajansı) TRS (Teknik Raporlar Serisi)-398 protokolü’ne göre $TPR_{20,10}$ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ referans alan için izosantrik koşullarda su veya eşdeğeri fantomda ölçülen 20 cm derinlikteki dozun (iyonizasyon yükünün), 10 cm derinlikte ölçülen değerine oranıdır (Şekil 2.9) Kalite indeksi olarak da tanımlanan bu değer, enerji arttıkça artar. Dokuda tutulma oranları düşük kalite indeksi yüksek olan bu gibi fotonlar, derin yerleşimli tümörlerin tedavisi için kullanılırlar (Çetingöz, 2013).



Şekil 2.9. Deneysel olarak TPR_{20,10} ölçümü. (Çetingöz, 2013).

2.5.2. Ters Kare Kanunu

Fotonların hava içinde ilerlerken tutulmaları (absorbsiyonu) ihmal edilecek kadar azdır. Şekil 2.10 'da görüleceği üzere



Şekil 2.10. S kaynağından yayınlanan fotonların diverjan yayılımı nedeni ile ışın şiddetindeki azalma (Çetingöz, 2013).

S noktasal kaynağından f_a ve f_b uzaklıklarında a kenar uzunluğuna sahip kare alan ile b kenar uzunluğuna sahip kare alandan geçen foton miktarı aynıdır. Ancak ışın huzmesinin diverjan olması nedeni ile a kenarlı kare alanın birim yüzeyinden (1 cm^2) geçen foton miktarı, b kenarlı kare alanın birim yüzeyinden (1 cm^2) geçen foton miktarından fazladır.

$$\tan\beta = \frac{(a/2)}{f_a} = \frac{(b/2)}{f_b} \text{ ise } \frac{a}{b} = \frac{f_a}{f_b} \text{ olur.} \quad (2.2)$$

Burada β açısı merkezi eksen ile alan kenarı arasındaki açıdır (Denklem 2.2). S foton kaynağından yayınlanan fotonlar f_a uzaklığındaki A alanında ($A = a^2$) Φ_A foton akışını, f_b uzaklığındaki B alanında ($B = b^2$) Φ_B foton akışını oluşturuyorsa;

$$\Phi_A A = \Phi_B B \text{ ise } \frac{\Phi_A}{\Phi_B} = \frac{B}{A} \text{ olur.}$$

Her iki eşitlikte de;

$$\frac{A}{B} = \frac{b^2}{a^2} = \frac{f_b^2}{f_a^2} \text{ ise } B f_a^2 = A f_b^2$$

veya A ve B alanları için doz verimleri D_a ve D_b ise

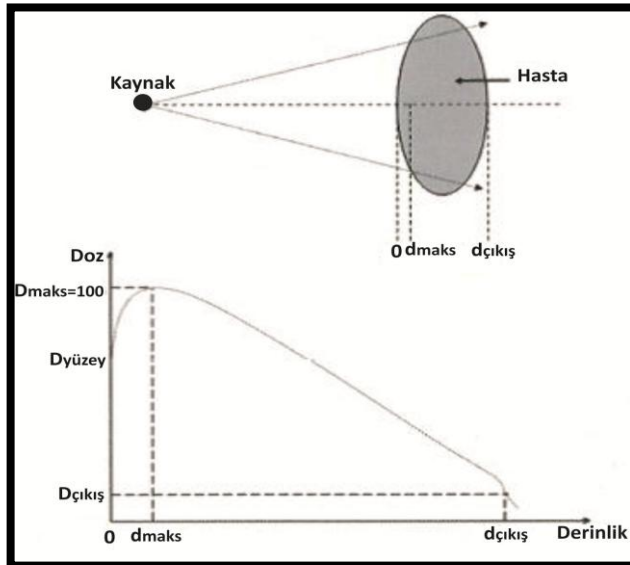
$$D_a f_a^2 = D_b f_b^2 \quad (\text{TKK}) \quad (2.3)$$

olarak bulunur (Denklem 2.3). Görüleceği üzere boşlukta belli bir yüzeyden geçen foton akışı veya ölçülen doz, uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak azalır. Bu olay foton ışınlarında Ters Kare Kanunu (TKK) olarak bilinir. Bu sayede eğer kaynaktan belli uzaklıkta bir doz ölçümü yapılmış ise, boşluktaki başka bir nokta için ölçüm yapmadan TTK kullanılarak doz hesaplanabilir. Su veya eşdeğeri fantomlarda yapılan ölçümlerde ise fotonun su tarafından havaya göre daha fazla tutulması söz konusu olduğundan, TKK'nun doz akışındaki zayıflamaya (atenüasyona) olan etkisi, 10-20 cm gibi kısa mesafelerde sudaki tutulmaya (absorbsiyona) göre daha düşük kalır (Çetingöz, 2013).

2.5.3. Foton Işınlarda Derin Doz Dağılımları

Foton ışınları tutulmanın olmadığı boşlukta ilerlerken TKK'na göre dağılım gösterirler. Fantomlar doku eşdeğeri bir maddeden yapılmış modeller olup, insan vücudu veya bir organın radyasyon soğurma ve yansıtma karakteristiklerini tayin etmek üzere kullanılırlar. Ancak bir fantom veya hastaya girdikleri zaman sadece TKK zayıflamasından değil, fantom veya hasta içindeki tutulma ve saçılmalardan da etkilenirler. Fantomda veya hastada belirli bir noktada oluşan absorbe doz, bu üç faktöre bağlı olarak değişir. Hasta içerisinde çeşitli derinliklerde doz ölçümünün mümkün olmaması nedeni ile tedavi planlaması, doku eşdeğeri fantom içerisinde dozu ölçülen referans noktaların hasta içerisindeki noktalar ile ilişkilendirilmesi sayesinde yapılabilir.

Foton ışınlarının cilde girdikten sonra doku derinliklerindeki doz dağılımları, su veya eşdeğeri fantomlarda belirlenir. Kaynak-cilt mesafesi (SSD), alan boyutları ve derinlik gibi parametreler ile tanımlanan referans noktadaki doz, uygun radyasyon dedektörleri (ör: iyon odaları) ile ölçülür. Yüksek enerjili foton ışınları bir hastaya yönlendirildiğinde merkezi eksen boyunca ölçülen doz dağılımı Şekil 2.11'de gösterilmiştir.

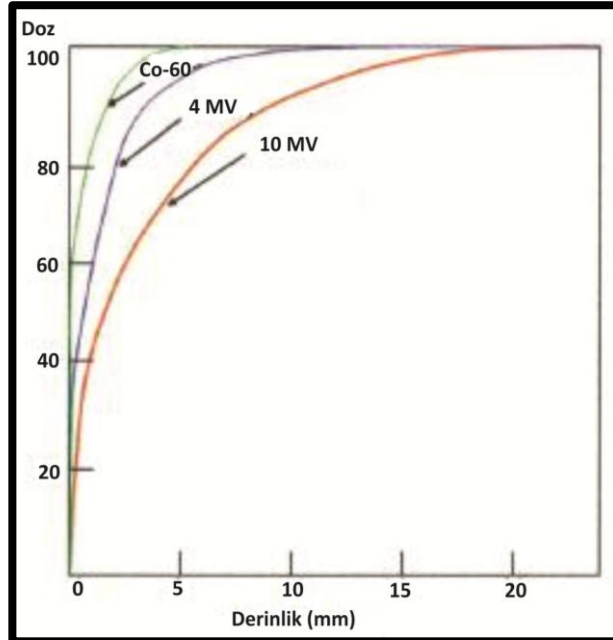


Şekil 2.11. Yüksek enerjili foton ışınlarının bir hastada oluşturduğu derin doz dağılımı. $D_{yüzev}$ hastanın cildindeki giriş dozu, $D_{çıkış}$ ışının hastadan çıkış dozu ve D_{maks} genellikle 100'e normalize edilen maksimum doz noktasını göstermektedir (Çetingöz, 2013).

Yüksek enerjili foton ışını hasta cildi ile temas ettiğinde belirli bir yüzey dozu ile dokuya girer ($D_{\text{yüzey}}$). Hasta cildinin altında maksimum değerine kadar hızla yükselir (D_{maks}) ve sonrasında neredeyse eksponansiyel olarak, hastanın çıkış noktasına kadar azalarak devam eder ($D_{\text{çıkış}}$) (Çetingöz, 2013).

2.5.4. Build-up

Işınlanan dokuya enerji, radyasyon kaynağından yayılan primer foton huzmesi ile taşınır. Ancak enerji, primer fotonlar tarafından dokuda saçılan sekonder elektronlar ile dağıtılır. Doz dağılımı çoğunlukla bu sekonder elektronların erişim mesafesi ve yönüne bağlıdır. Yüksek enerjili fotonlarda, sekonder elektronların erişim mesafesi daha uzundur ve bu nedenle maksimum doz, düşük enerjili fotonlara göre daha derinlerde oluşur. Maksimum dozun olduğu bu noktaya maksimum doz derinliği (d_{maks}), yüzey ile maksimum doz noktası arasında dozun hızla yükseldiği bölgeye de *build-up* bölgesi denir (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Farklı enerjideki ışınların build-up doz karakteristikleri (Çetingöz, 2013).

Kilovoltaj x-ışınlarında sekonder elektronlar bütün yönlerde daha geniş açılarla hareket ederler ve düşük enerjileri dolayısıyla hemen absorblanırlar. Bu nedenle

kilovoltaj x-ışınlarında d_{maks} hemen yüzeyde veya yüzeye çok yakın derinliklerde oluşur (Çizelge 2.1).

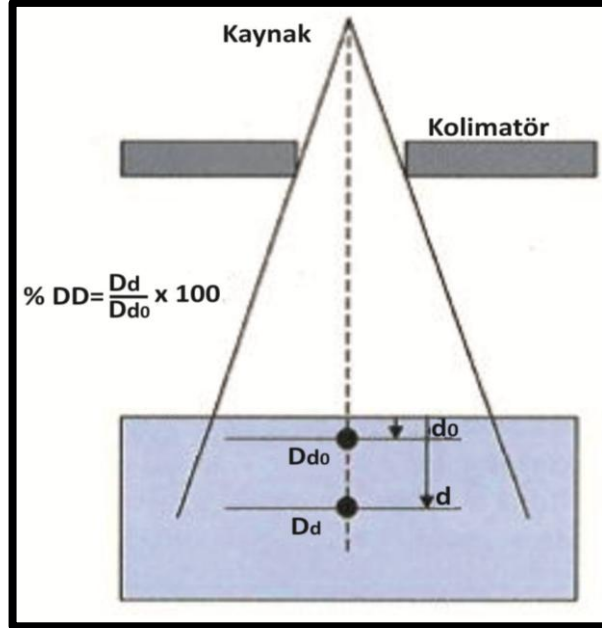
Çizelge 2.1. Farklı enerjide foton ışınlarının $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için ve 10 cm derinlikteki %DD değerleri ve maksimum doz derinlikleri (d_{maks}) (Çetingöz, 2013).

Enerji	SSD (cm)	%DD (10 cm)	D_{maks} (cm)
300 kV X-ışını (4.0 mm Cu)	50	35.0	0
Co-60	80	56.4	0,5
6 MV	100	67.7	1,5
10 MV	100	73.0	2,3
16 MV	100	76.8	2,8

Megavoltaj fotonlarda maksimum dozun derinde oluşması ve yüzey dozunun maksimum dozdan oldukça düşük olması cilt koruma etkisi (*skin sparing effect*) olarak tanımlanır. Benzer şekilde artan enerji ile primer fotonların daha derinlerde etkileşmesi, yüzey dozunun daha da azalmasına ve d_{maks} noktasının daha derinde oluşmasına, dolayısıyla cilt koruma etkisinin artmasına neden olur (Şekil 3.12). Her enerjideki foton için yüzey dozu iyon odaları, düzleştirici filtre, kolimatörler, koruma blokları ve havadan saçılan foton ve yüksek enerjili sekonder elektronlar ile hastadan geri saçılan elektronlar nedeniyle artar (Çetingöz, 2013).

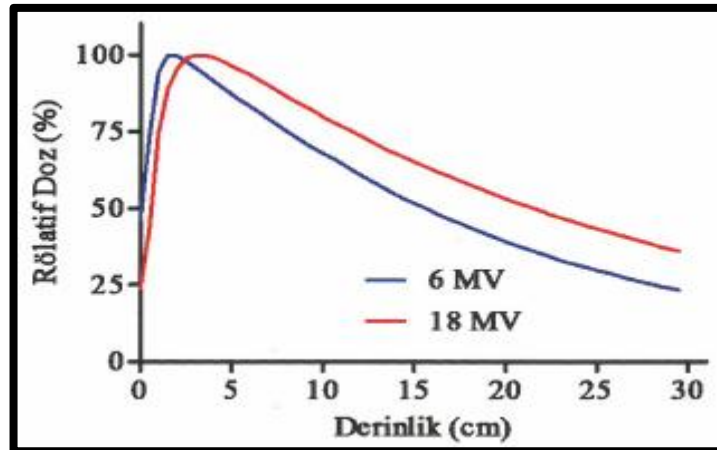
2.5.5. Derin Doz Yüzdesi

Foton huzmesi dokuya ya da fantoma girdiği zaman absorbe doz derinlik ile değişir. Derin Doz Yüzdesi (%DD), sabit bir SSD mesafesinde ışının merkezi eksen boyunca su veya eşdeğeri bir fantomda belirli bir derinlikte ölçülen dozun, merkezi eksenindeki en yüksek doz değerine (D_{maks}) oranı olarak tanımlanır (Şekil 2.13).



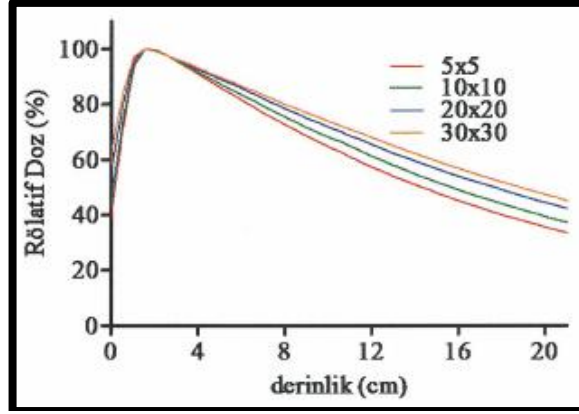
Şekil 2.13. %DD değeri ölçümünün şematik gösterimi (Çetingöz, 2013).

Derin doza etki eden faktörler foton enerjisi, SSD mesafesi, alan büyüklüğü (kaynak kolimasyonu), alanın şekli ve en önemlisi derinliktir. Her derinlikteki %DD değeri, foton enerjisi ile artar ve derin doz dağılım eğrilerinin eğimi azalır (Şekil 2.14). Bu nedenle yüksek enerjili fotonlar daha penetrandır ve yüksek %DD değerlerine sahiptir (Çizelge2.1).



Şekil 2.14. İki farklı enerjide foton ışınının derin doz dağılımı (SSD 100 cm ve 10x10 cm² alan için) (Çetingöz, 2013).

Alan büyüklüğü arttıkça saçılan radyasyonun absorbe doza katkısı artar (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. 6 MV foton enerjisi için farklı alan büyüklüklerinde derin doz dağılımları (Çetingöz, 2013).

%DD'da görülen bu artış, her enerji seviyesindeki foton için geçerlidir. Ancak artan enerji ile saçılan radyasyon azaldığından ve yüksek enerjili fotonlar daha yoğun olarak ileri doğru saçıldığından, %DD'ların alan bağımlılığı yüksek enerjilerde düşük enerjilere oranla daha azdır.

Foton enerjisi aynı kalmak koşulu ile maksimum doz derinliği, artan alan büyüklüğüne bağlı olarak azalır. Maksimum doz noktasının yüzeye yaklaşması, kolimatör sistemindeki elektron saçılması ile ilgilidir. Alan büyüklüğünün artması kolimatör açıklığının artmasını gerektirir. Kolimatör açıklığının artması da saçılan elektronların artması demektir.

Bir noktadaki doz şiddeti, TKK'na göre kaynaktan uzaklaştıkça azalmasına rağmen, her ölçüm için kendi doz maksimum noktasındaki doza göre bir oran olan %DD değerleri, SSD'nin artması ile birlikte artar (Çetingöz, 2013).

2.5.6. Foton Işınlarda Doz Profili

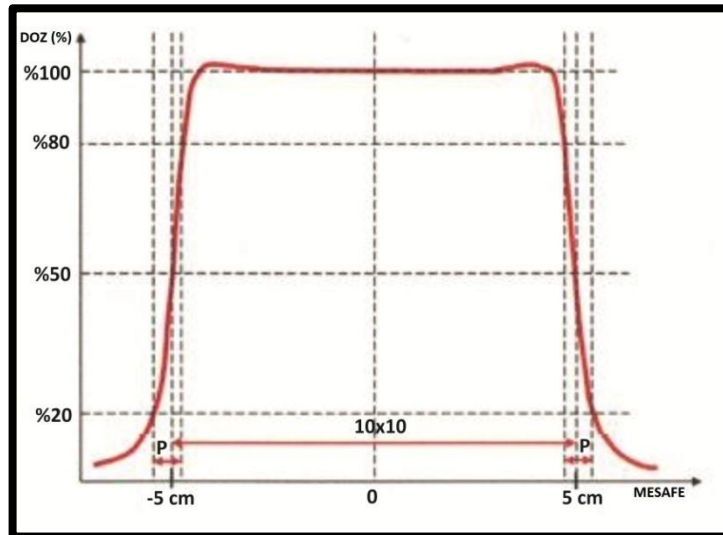
Foton ışınlarında doz profili, merkezi eksene dik (fantom yüzeyine paralel) bir düzlemde merkezi eksenden alan kenarlarına doğru oluşan doz değişimini gösterir (Şekil 2.16). Doz profili foton ışınının düzlüğünün (*flatness*), simetrisinin ve penumbrasının (yarı gölge) belirlenmesi için kullanılır. Doz profillerinde dozlar, merkezi eksen üzerindeki doza normalize edilir ve bu değerler *Off-Axis-Factor (OAF)* olarak adlandırılır. Doz profilinde alan kenarlarında oluşan %50'lik dozlar arasında kalan mesafe fiziksel alan büyüklüğünü verir, başka bir ifadeyle fiziksel alan kenarı

%50'lik dozun geçtiği yerdir. Bir ışın alanı için (ör: 10x10 cm) doz profilleri, belirli derinliklerdeki (örn.; d_{max} , d_5 , d_{10} , d_{15}) yatay düzlemlerde, o alanın merkezinden geçen X, Y veya diagonal hattı boyunca ölçülür.

Işın düzlüğü (F), doz profilinde merkezden kenarlara doğru alan yüzeyinin %80'i içinde bulunan maksimum ve minimum dozlar bulunarak değerlendirilir (Denklem 2.4).

$$F = \frac{(D_{maks} - D_{min})}{(D_{maks} + D_{min})} \times 100 \quad (2.4)$$

Standart linak ölçümlerinde izosantır mesafesinde mümkün olan en büyük alanda (örn. 40x40 cm), SSD=100 cm ve 10 cm derinlikte yapılan ölçümlerde, genellikle F değerinin %3'den küçük olması gereklidir. Işın simetrisi değerlendirmesi ise, merkezi eksen den eşit uzaklıkta simetrik iki noktadaki dozların birbirine göre farkının $\pm\%2$ içinde kalması olarak tanımlanır. Ayrıca doz profilinde merkezi eksen dozunun %80'i ile %20'si arasında kalan alan kenarındaki lateral mesafe ise fiziksel penumbra olarak tanımlanır (Çetingöz, 2013).

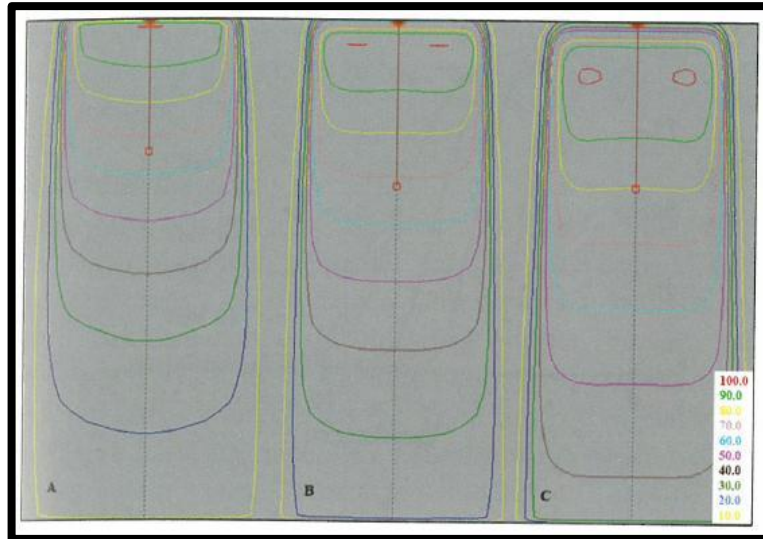


Şekil 2.16. Bir foton ışını için doz profili. P: penumbra.(Çetingöz, 2013).

2.5.7. Foton Işınlarda İzodoz Dağılımları

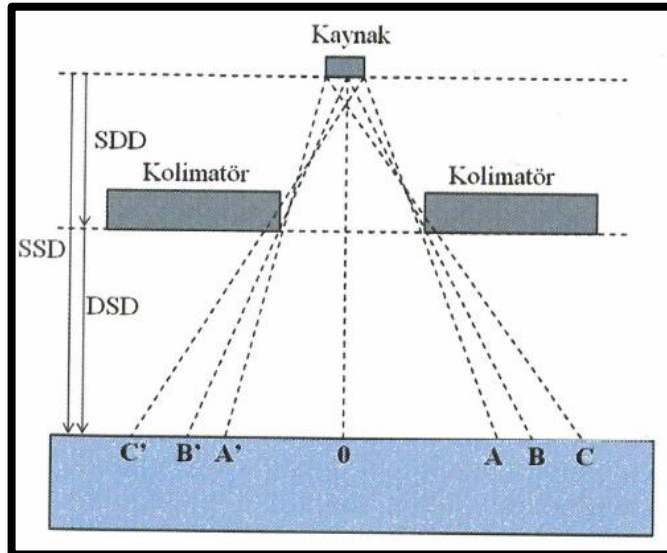
İzodoz dağılımları iki boyutta doz dağılımının gösterimidir. Belirli bir noktaya göre rölatif olarak aynı dozu alan noktaların birleştirilmesi ve eşit yüzde aralıklarıyla çizilmesi ile elde edilir. Genellikle su veya eşdeğeri katı fantomlarda ve kare alanlarda ölçülür. İzodoz dağılımları doz profilleri ve merkezi eksen derin doz değerleri hakkında bilgi verir. Sabit SSD tedavisinde izodoz eğrilerinin derin doz değerleri, merkezi ekseninde d_{maks} noktasındaki doz %100 olacak şekilde normalize edilir. İzosantrik tedavilerde ise genellikle bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerinde (TPS) istenilen derinliğe (o derinlikteki izodoza) normalize edilerek kullanılırlar. Foton ışınlarında izodoz dağılımları ışının enerjisine, kaynak çapına, kaynak kolimatör mesafesine, alan boyutuna (kolimatör açıklığına) ve SSD'ye bağlı olarak değişir.

İzodoz eğrilerinin derinliği ışın enerjisi ile artar. Düşük enerjili ışınlarda lateral saçılmaların daha fazla olması, düşük değerli izodoz eğrilerinin alanın dışına doğru genişleme yapmasına neden olur. Yüksek enerjili ışınlarda ise ileri doğru saçılmalar daha baskın olduğundan artan enerji ile birlikte izodoz eğrisinin derinliği artar, alan dışı genişlemeler azalır. Şekil 2.17' de merkezi ekseninden geçen ve fantom yüzeyine dik bir düzlemde çeşitli enerjideki fotonların izodoz dağılımları görülmektedir. İzodoz dağılımlarında alan kenarları yakınındaki dozlar laterale doğru, uzaklığın bir fonksiyonu olarak hızla azalır.



Şekil 2.17. Farklı ışın kalitesindeki fotonların 10x10 cm² alan için doz dağılımları. A: Co-60 SSD=80 cm, B: 6 MV SSD=100 cm, C: 18 MV SSD=100 cm (Çetingöz, 2013).

Alanın geometrik sınırının hem içinde hem dışında var olan bu alan, penumbra bölgesi olarak ifade edilir ve kaynak boyutuna, kaynaktan olan uzaklığa ve kaynak kolimatör mesafesine bağlı olarak değişir. Kaynağın noktasal olmadığı *Co-60* cihazındaki penumbra Şekil 2.18’de şematik olarak görülmektedir. Alanın fiziki sınırları olan B ve B’ noktaları arasında kalan mesafede, A ile B ya da A’ ile B’ noktaları arasındaki mesafeler geometrik penumbra olarak tanımlanır. Geometrik penumbra şekilden de görüleceği üzere kaynak çapı ve DSD mesafesi artarken artar, SSD mesafesi artarken azalır. Alan kenarları dışında görülen B ile C ya da B’ ile C’ noktaları arasındaki mesafe ise transmisyon penumbrası olarak isimlendirilir. Burada etkili olan faktör, ışının kolimatörün iç kenarında farklı kalınlıklardan geçmesi ve farklı oranda tutulmaya uğramasıdır.



Şekil 2.18. Geometrik ve transmisyon penumbrasının şematik gösterimi. SSD: kaynak cilt mesafesi, SDD: kaynak kolimatör mesafesi, DSD: Kolimatör cilt mesafesi (Çetingöz, 2013).

Geometrik penumbra ile transmisyon penumbrasının toplamı, ışının doz profilinde görüldüğü gibi %80 ile %20’lik doz değerleri arasındaki lateral mesafe olan fiziksel penumbrayı verir (Şekil 2.16). Alan kenarındaki doz düşüşüne penumbra dışında etki eden bir diğer faktör ise, alan kenarındaki saçılmaların alan içine göre daha az olmasıdır.

Kama açısı ise genellikle izodoz dağılımdaki %50'lik izodozun merkezi eksene dik (yatay) düzleme olan açısı olarak tarif edilir. İzodoz dağılımları, su veya eşdeğeri kübik şekilli fantomlarda uygun dedektörlerle veya filmler vasıtasıyla yapılan ölçümlerle elde edilir. Ancak hasta yüzeyinin eğimli oluşu izodoz eğrilerinde değişikliklere neden olur. Hasta cildine bu düzensizlikleri giderecek biçimde doku eşdeğeri materyal (bolus) yerleştirilmesi ile izodoz dağılımları istenilen şekle getirilebilir. İzodoz dağılımlarının ölçüldüğü su veya eşdeğeri fantomlar homojen yapıya sahiptir. Ancak tedavi edilmek istenen volüm homojen değildir ve ışın yolu boyunca farklı yoğunluklara sahip dokularla etkileşir.

Bu yoğunluk farklılığı o maddede birim alanda meydana gelen sekonder elektronların suda meydana gelenden farklı olmasına, dolayısıyla izodoz dağılımlarının değişmesine neden olur. Bu gibi dokularda (ör. akciğer, kemik) absorbe dozlar, birçok farklı düzeltme faktörü ile hesaplanır. BT kesitleri üzerinden üç boyutlu planlama yapan TPS'lerde bu düzeltmeler, görüntüdeki doku elektron yoğunluğuna göre farklı hesaplama algoritmaları ile hesaplanabilir hale gelmiştir (Çetingöz, 2013).

2.6. Radyasyonun Canlıdaki Etki Kademeleri

Radyasyonun canlıda oluşturduğu etkilerin ayrıntılı bir şekilde incelenmesinde, radyasyon enerjisinin absorblanması ile biyolojik etkinin ortaya çıkması arasındaki sürede birbirini izleyen olaylar zincirini üç etki kademesinde sıralamak mümkündür.

Gelen radyasyonlar ışınlanan materyal moleküllerindeki atomları iyonlaştırır; bu fiziksel değişme 10^{-16} s veya daha az bir sürede meydana gelir.

İyonlaşmış moleküller, serbest-kökleri (radikal) veya diğer uyarılmış molekülleri meydana getiren kimyasal reaksiyonlara katılırlar.

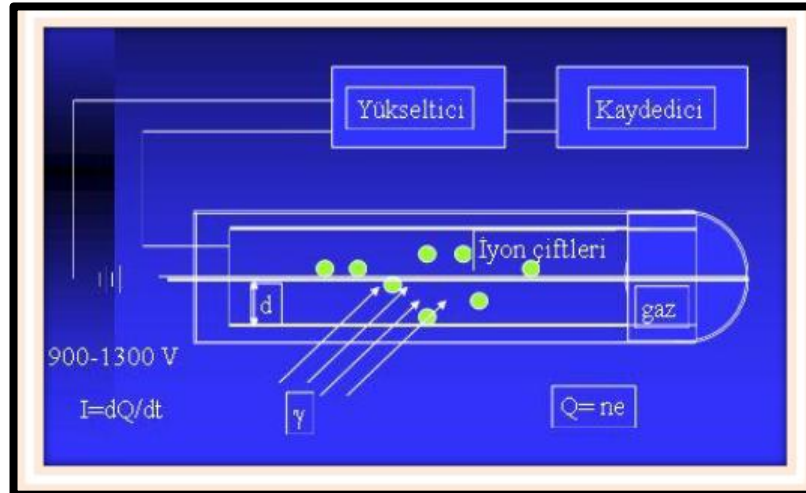
Bu serbest-kökler birleşerek molekül er düzeyde karmaşık biyolojik yapılar oluşturabilirler ve onların biyolojik fonksiyonlarını değiştirirler; bu biyolojik değişimin etkilerinin ortaya çıkması saatler hatta yıllar alabilir (Krane, 2002).

Bir biyolojik sistemde radyasyonun etkisi ile oluşan bu olaylar zinciri, eğer radyasyon enerjisini ilk kademede, DNA ya da bir enzim molekülü gibi özel bir biyolojik yapı tarafından absorblanması ile başlamışsa, böyle bir etki 'Radyasyonun

Direkt Etkisi' adı verilir. Bunun yanında radyasyon enerjisi bu biyolojik moleküllerin içinde bulunduğu ortamın molekülleri tarafından da absorblanmış olabilir. Bu durumda radyasyon enerjisinin absorblanması ile değişikliğe uğrayan bu ortam molekülleri biyolojik moleküllerle reaksiyona girerek onları değişikliğe uğratırlar. Burada radyasyon enerjisi biyolojik molekül tarafından absorbe edilmemiştir; ancak onun içinde bulunduğu ortamın molekülleri tarafından absorbe edilmiş ve biyolojik molekül bu olaydan indirekt olarak etkilenmiştir. Bu nedenle böyle bir etkiye radyasyonun ' indirekt etkisi' adı verilir (Platzman, 1958; Dertinger ve ark., 1970).

2.7. İyon Odası ve Çalışma Prensibi

İyon odaları, radyoterapide radyasyon dozunu belirlemede kullanılmaktadır. İyon odaları genellikle referans koşullar altında kalibrasyon ölçümleri için kullanılmaktadır. İhtiyaca göre çeşitli şekil ve boyutlardadır. Standart bir iyon odası Şekil 2.20' de gösterilmiştir.



Şekil 2.20. İyon odasının çalışma prensibi (Anonim, 2014).

Bir iyonizasyon odası temel olarak, iletken bir dış duvarla çevrili ve merkezi bir toplama elektroduna sahip olan gaz dolu bir boşluktur. Bir polarizasyon gerilimi iyonizasyon odasına uygulandığında oluşabilecek olan kaçak akımı azaltmak için duvar ve toplama elektrodu yüksek kaliteli bir yalıtım ile ayrılmıştır.

Odadan daha fazla gaz kaçağı olmaması için iyon odasına genellikle koruyucu bir elektrot eklenmiştir. Koruyucu elektrot kaçak akımın önünü keserek toplama elektroda ulaşmasını engeller. Bu aynı zamanda odanın aktif ya da hassas hacminde homojenlik sağlar.

Serbest hava iyonizasyon odaları ile yapılan ölçümler, ortam sıcaklığı ve basınç ile oda hacmindeki havanın kütlesindeki değişimi hesaplamak için basınç ve sıcaklık düzeltilmesi gerektirir (Izewska ve ark., 2005).

İyon odalarının çoğunda elektrotlar arasındaki gaz, atmosfer ile karışması önlenmiş, muhafazalı havadır. Radyasyonun bu havada oluşturduğu iyonizasyon akımını ölçmek için kullanılırlar. İyonlaştırıcı radyasyon gaz molekülleriyle etkileşerek gazı iyonlarına ayırır. Pozitif iyonlar katoda, negatif iyonlar anoda göç eder. Böylece iki zıt kutup arasında bir iyon ya da iyonizasyon akımı meydana gelir. Oluşan bu akımın şiddeti gelen radyasyonun şiddeti ile orantılı olarak değişir (Demir, 2008).

2.8. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

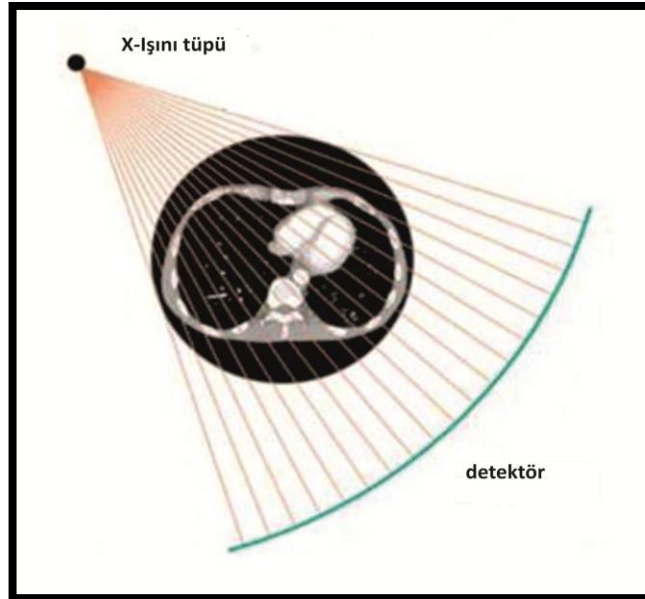
Bilgisayarlı Tomografi (BT), x-ışını tüpü kullanılarak düz bir çizgi boyunca dokudaki x-ışını soğurulmasının dedektör ile ölçülmesine dayanmaktadır. Dar bir demet veren x-ışın tüpü ve tam karşısında, hastadan çıkan radyasyonu ölçen dedektör bulunmaktadır (Şekil 2.21). Işınlama sırasında x-ışını tüpü hasta etrafında dönerken, eş zamanlı olarak dedektörde hastadan çıkan radyasyon ölçülmektedir (Şekil.2.22). Ölçülen radyasyonun seviyesi, her bir çizgiden elde edilen x-ışını soğurma bilgisini vermektedir. Toplanan bilginin geriye projeksiyonu ile uygun görüntüleme aralığında kesitteki organların yapıları gri skalaya aktarılarak görüntü elde edilmektedir. BT'de görüntü kalitesi yüksektir.

Yeniden düzenlenmiş görüntü BT numarası ile ifade edilir. BT numarası, soğurma katsayılarının lineer bir fonksiyonudur (Denklem 2.5). Bu lineer ilişki fonksiyonu, hava (-1000 HU) ile su (0 HU) arasındadır (Kachelries, 2006). Hounsfield birimi ile ifade edilen BT numarası fonksiyonu

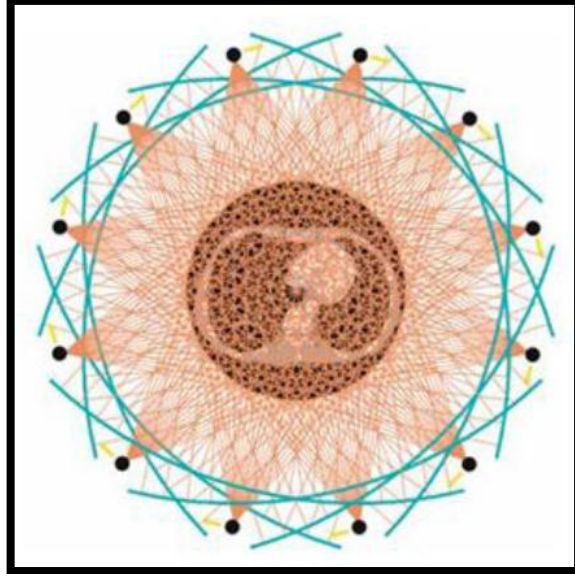
$$BT = \frac{\mu_{doku} - \mu_{su}}{\mu_{su}} \times 1000 \text{ HU} \quad (2.5)$$

denklemleri ile hesaplanır. Burada μ , lineer soğurma katsayısını ifade etmektedir. Klinik olarak BT numarası -1000 HU ile 3000 HU arasında değişmektedir. Gri skalada BT numara penceresi değiştirilerek, istenilen organ görüntüsü elde edilebilmektedir (Kachelries, 2006; Bor, 2008).

Elde edilen kesit görüntüleri (transvers) birleştirilerek üç boyutlu görüntü oluşturulabilir. Bu üç boyutlu görüntüden sağital ve koronal kesitler elde edilebilmektedir. Radyoterapide planlama amacı ile çekilen BT görüntülerinin kesit kalınlığı genellikle 2-10 mm arasında değişmektedir. Hasta tedavisinde ilk basamak BT olduğundan tedavi planlamasında kaliteli bir görüntü istenmektedir. Görüntü kalitesini artırmak için hareketsizliğin sağlanması YART’de çok önemlidir. BT ve tedavide hasta hareketliliğini azaltmak için maske, yatak ya da eğik düzlem gibi sabitleyiciler kullanılmalıdır (Kachelries, 2006).



Şekil 2.21. X-ışını tüpü ve hastadan çıkan radyasyonu ölçen dedektör (Kachelries, 2006).



Şekil 2.22. X-ışını tüpü hasta etrafında dönerken, dedektörde hastadan çıkan radyasyonun ölçülmesi (Kachelries, 2006).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Materyaller

3.1.1. Elekta Marka Synergy™ Platform Model Lineer Hızlandırıcı (Linak)

Çalışmada Antakya Defne hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde var olan Elekta marka Synergy™ Platform model Linak kullanılmıştır. Kullanılan Linak cihazı iki mertebede (6 ve 18 MV) foton ve beş kademede (6, 9,12, 15 ve 18 MeV) elektron enerjisi üretebilmektedir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Elekta marka Synergy platform model Linak.

Gantry, hastada hedeflenmiş farklı açılardaki demetleri oluşturabilmesi için hasta etrafında 360° dönme yeteneğindedir. Kolimatörler gantrinin bitim noktasına içten monte edilmiştir ve kolimatörlerin boyutu ve açısı ayarlanabilmektedir. Cihaz motorize kama filtreye (wedge) sahiptir. Karbon fiber masası sayesinde tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir. Alan kenarlarında meydana gelen doz azalması penumbra olarak tanımlanır. Yüksek enerjilerde penumbra daha azdır ve alan kenarlarında daha keskin doz düşüşleri görülür. Bunun nedeni lineer hızlandırıcıların, çapı yaklaşık 2 mm olan sanal kaynak boyutuna sahip olması ve enerjilerinin yüksek oluşudur. Başka bir

üstünlüğü de daha yüksek doz hızlarına (dakikada 1-10 Gy) sahip olmalarıdır. Tedavi kafası kurşun, tungsten veya bunların alaşımından yapılmış olup, şu bölümlerden oluşur:

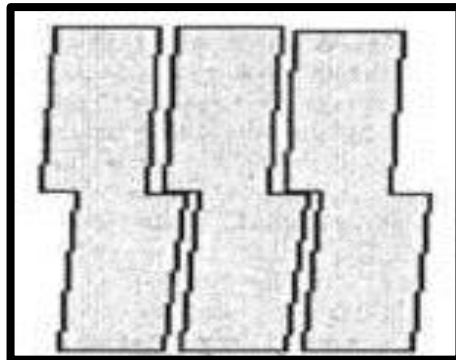
Kaynak: Bu bölüm cihazın kaynak boyutunun belirlendiği yerdir. Belli bir derinlikteki alan keskinliği, buradaki kaynak veya odak noktası boyutu olarak adlandırılan değere bağlıdır. Genellikle 2 mm civarındadır. Elekta Synergy Platform Linak cihazının üretici firma tarafından verilen yalancı kaynak boyutu ise 1,2 mm' dir.

X-ışını üretimi için elektron demetinin çarpıldığı hedef: Genellikle yüksek atom numaralı ve erime sıcaklığına sahip olan Tungsten gibi ağır metallerdir. Hızlandırılmış elektronların bu hedefe çarptırılması sonucu enerjilerinin bir kısmı x-ışınına dönüşürken geri kalan enerji hedef tarafından emilir ve ısı enerjisine dönüşür. Bu nedenle hedefte yüksek sıcaklıklara erişilir. Bu sebeple hedef sürekli olarak su ile soğutulur.

Birinci kolimatör: Tungstenden yapılmıştır, hareketli olup, iki pozisyona sahiptir. Birinci pozisyonda herhangi bir filtre olmayıp düşük enerjili x-ışını ve elektronlar için kullanılır. İkinci pozisyonda düşük atom numaralı maddeden yapılmış düzleştirici filtre ve demet sertleştirici filtre bulunur. Filtre taşıyıcı dönerek tedavi planlamasında seçilen enerjiye uygun x-ışını veya elektron filtresini getirir.

X-ışınlarını homojen hale getiren koni şeklindeki düzleştirici filtre: Tungstenden yapılmıştır. Alanda demet yoğunluğunu düzgün hale getirmek için kullanılır. Eğer düzleştirici filtreler olmasaydı profil eğrileri son derece keskin kenarlara sahip olurdu. Fakat filtreler ile omuzlu eğriler elde edilmektedir.

Çok yapraklı kolimatör (ÇYK): Karşılıklı 40 çift tungstenden yapılmış yapraktan oluşur. Elekta cihazı ÇYK dizaynı Şekil 3.2'de görülmektedir.



Şekil 3.2. Elekta ÇYK dizaynı (Schlegel ve ark., 2006).

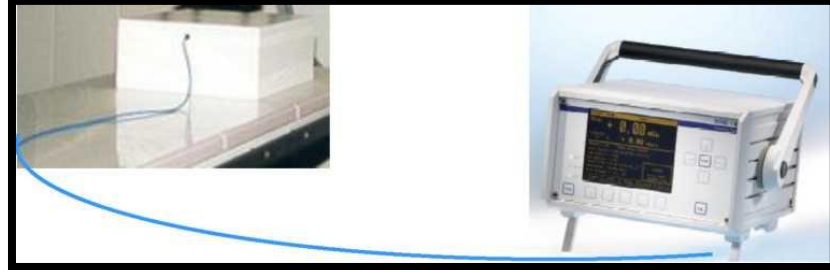
Elekta cihazı ÇYK özellikleri;

- Yaprığın orta noktadan karşıya geçme mesafesi 12,5 cm'dir.
- Yaprak sayısı, her bir tarafta 40 tane olmak üzere toplam 80 tanedir.
- Yaprak genişliği 1 cm'dir.
- Maksimum alan açıklığı 40x40 cm ve minimum alan açıklığı 1x1 cm 'dir(SSD=100).
- Yaprak hareketinde tek odaklama bulunmaktadır.
- Yaprak ucu yuvarlak tasarlanmıştır.
- ÇYK yerleşimi kaynağa yakın olan taraftadır.
- Back-up diyagramları ÇYK ile birlikte hareket etmektedir.
- Yapraklar arasındaki minimum açıklık 5 mm'dir.
- Fiziksel yaprak uzunluğu 32,5 cm'dir.
- Üretici firma tarafından yaprak geçirgenliği %1,5, yapraklar arası sızıntı %1,5 ile %2,5 arasında beyan edilmiştir.
- Elektronik portal görüntüleme özelliği vardır (Elekta, 2005).

Elektronik Portal görüntüleme cihazı (EPID) "Elektronic Portal Image Device": Cihaza monte bir cihazdır ve tedavi alanını iki boyutlu olarak görüntülemeyi sağlar. Düz görüntü alıcıya sahiptir. 41 cm² a-Si panel, izomerkezde 26 cm² alan boyutunda, 16 bit gri skala çözünürlüğüne sahiptir. Saniyede üç görüntü alabilen bu sistem ile hasta pozisyonun planlanan ile doğruluğu kontrolü yapılır (Andrae, 2008).

3.1.2. Scanditronix Welhofer Marka Dose 1 Model Elektrometre

Radyasyon demetinin kalitesinin tespitinde kullanılan "Dose 1" elektrometre R, R/s, Gy, Gy/s, Sv/h amper, columb cinsinden doz, doz hızı, akım değerlerini okuyabilen bir dozimetredir. (Polarite voltajı 0-500 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir. Geniş kütüphanesi sayesinde 30 adet iyon odasının kalibrasyon faktörleri elektrometre hafızasına girilebilir (Scanditronix, 2003).



Şekil 3.3. Tedavi cihazındaki iyon odası yerleşimi ve yeterince uzun bir kablo ile tedavi cihazı dışındaki elektrometre bağlantısı

Çalışmada Scanditronix Welhofer marka Dose 1 model elektrometre ÇNAEM (Çekmece Nükleer araştırma geliştirme merkezi) tarafından kalibre edilmiş CC04 iyon odası kullanılmıştır. Elektrometre temel olarak yük ölçen cihazdır. Basit olarak, radyasyonun algılanabildiği alana yerleştirilen iyon odası bir kablo vasıtasıyla elektrometreye bağlanır ve ışınlama boyunca iyon odasının algıladığı yük miktarını ölçmektedir.

Kablonun, tedavi cihazından elektrometrenin yer aldığı kontrol kabine erişebilecek uzunlukta olması gerekir. Bu düzenlemenin avantajı, ışınlama sırasında elektrometrede okunan değerde herhangi bir yanlışlık görülürse, ışınlama durdurulup tedavi odasındaki iyon odası veya hataya sebep olabilecek diğer parametreler kontrol edilebilir. Şekil 3.3 te tedavi odasında tedavi masası üzerindeki fantoma yerleştirilmiş iyon odası ile oda dışındaki elektrometre bağlantısı görülmektedir. Bu sistemler toplam doz okuması veya doz hızı okuması olarak çalışabilir.

İyon odası ışınlanırken, iyonlaşmadan kaynaklanan yük, kondansatörde birikmeye başlar. Işınlama sonunda bir Q yükü birikir ve Q / C ye eşit bir V voltajı üretilir. C burada kondansatörün sığasıdır. Doz hızı modda, kondansatör yerine direnç (R) vardır. Işınlanan iyon odası, devrede dolaşan bir iyonlaşma akımına sebep olur.

Işınlama sonunda I akımı birikir ve $I.R$ ' ye eşit bir voltaj üretir. Sığa üzerinden geçerek veya değişken I akımına bağlı olarak üretilen V voltajı ölçülen radyasyon miktarını temsil eder. Serbest bırakılmış yük miktarı çok küçük olması nedeniyle ölçüm verisini doğru elde etmek için karmaşık elektronik devreler kullanılır. Ölçüm sonuçları ekranda C cinsinden yük olarak veya Mili Gray (mGy) cinsinden doza çevrilmiş halde görülebilir. Elektrometreler iyon odalarıyla beraber periyodik olarak kalibre edilmelidir (Khan, 2003).

3.1.3. Scanditronix- Wellhofer Marka CC04 Kompakt İyon Odası

Kompakt iyonizasyon odaları, tüm soğurulan doz ölçümleri için kullanılabilir. Küçük alanlar ve yüksek doz çıkışlarının bulunduğu ölçümlerde kullanılır. Yüksek tek biçimli uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Şekil 3.4'te yer alan Scanditronix Wellhofer marka CC04 model silindirik iyon odasının, boşluk hacmi $0,04 \text{ cm}^3$, boşluk uzunluğu 3,6mm, boşluk yarıçapı 2 mm duvar materyali Shonka (C-552), duvar kalınlığı $0,088 \text{ g/cm}^3$ merkezi elektrot materyali C-552'dir. Polarizasyon voltajı $\pm 300 \text{ V}$ 'dur. Hassas enerji aralığı 100 kV-50 MV arasındadır (Iba, 2001).



Şekil 3.4. Scanditronix-Wellhofer Marka CC04 Kompakt İyon Odası.

3.1.4. Scanditronix Wellhofer Marka SP34 Model RW3 Katı Su Fantomu

Çalışmada Scanditronix Wellhöfer marka SP34 model RW3 katı su fantomları kullanılacaktır. Radyoterapide soğurulmuş doz tespiti için uluslararası pratik kodlar ile uyumlu olan RW3, kalite güvencesinin bir aracı olarak soğurulmuş dozun belirlenmesinde kullanılır. Yapılan birçok çalışmada kütle yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$ olan RW3, doğal suya çok benzerdir. Ölçümler sırasında kullanılacak olan fantom ister su ister katı su fantomu olsun boyutu yeterince geniş olmalıdır (UAEA, 1987). Şekil 3.5'te görülmekte olan fantomlar, boyutları $40 \times 40 \text{ cm}^2$ kalınlıkları: 1mm (1 adet), 2 mm (2 adet), 5 mm (1 adet) ve 10 mm (29 adet) olmak üzere istenilen derinliklerin yaratılabileceği plakalar halindedir. Bazı plakalarda içinde iyon odasını yerleştirebilmek için delikler vardır.

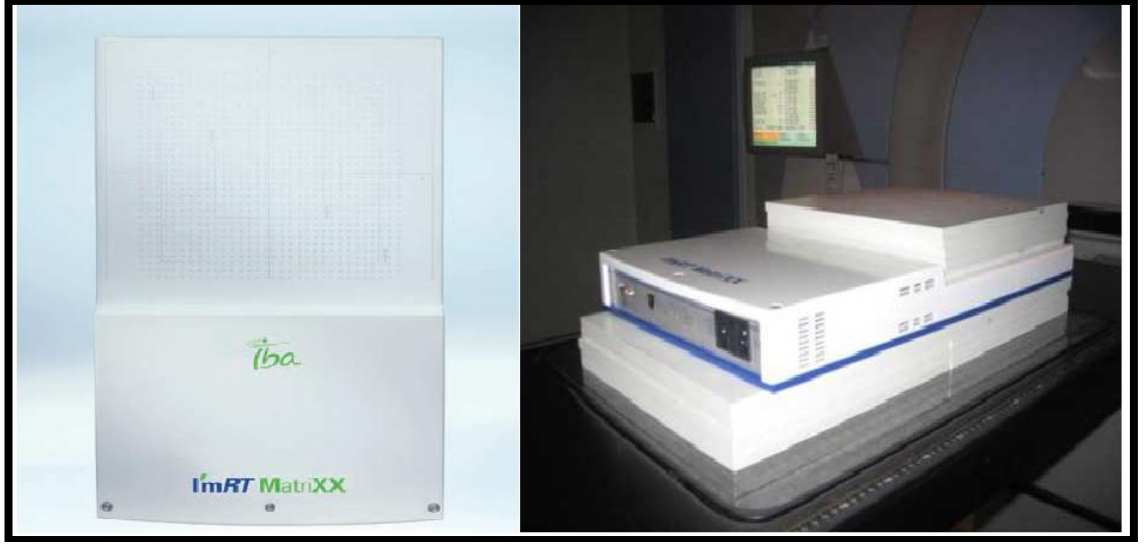
Silindirik iyon odalarının girişi için var olan silindirik hazneler, merkezi elektrot geometrik derinliği, adaptör plaka yüzeyinin 1 cm altındadır (QA, 2003).



Şekil 3.5. Katı su fantomu ve iyon odasının yerleştirileceği hazne.

3.1.5. Scanditronix-WellhoferMarka IMRT MatriXX

Ticari ismi IMRT MatriXX olan 2-boyutlu iyon odası, $52 \times 6 \times 32 \text{ cm}^3$ boyutlarında ve $32 \times 32 \text{ cm}^2$ lik bir levha üzerine yerleştirilmiş 1020 adet iyon odasından oluşmaktadır. İki iyon odasının merkezi arasındaki mesafe 7,62 mm'dir. En fazla 24,4 cm x 24,4 cm lik bir alanda ölçüm alınabilmektedir. Her birinin hacmi $0,08 \text{ cm}^3$ 'dür. Etkin ölçüm noktası yüzeyden 3 mm aşağıdadır. Doz oranı aralığı 0,02-20 Gy/dak'dır. Sıcaklık, basınç düzeltmesi otomatik olarak yapılmaktadır. İki boyutlu izodoz dağılımları ve bir boyutlu profil eğrilerini elde edilebilen cihaz Şekil 3.6'da görülmektedir. MU'nun durgun ve dinamik ölçümleri, doz dağılımları ve yaprak pozisyonları, ayrıca tedavi cihazı kontrolü için kullanılır. Profil eğrilerinden, simetri ve ışın düzgünlüğü, alan boyutu ve penumbra kontrolünün yanı sıra Gamma fonksiyonu gibi matematiksel çözümlere de yapılabilmektedir (I'mRT, 2003).



Şekil 3.6. Scanditronix-Wellhöfer Marka IMRT MatriXX.

3.1.6. Scanditronix Wellhöfer OmniPro IMRT Yazılımı

Scanditronix Wellhöfer OmniPro IMRT yazılımı ile tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımları hem matriXX ile ölçülen hem de ışınlanan film dağılımları karşılaştırılabilir. Karşılaştırmalar renklendirme skalası sayesinde hem gözle görülebilir hem de matematiksel olarak değerlendirilebilir (I'mRT, 2003).

3.1.7. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tedavi Planlama Sistem (TPS) yazılım, bilgisayar ve çevre birimlerden oluşan üç boyutlu konformal tedavi, brakiterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi birçok tedavi tekniğinde planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen yazılımdan oluşan bir sistemdir. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturmak ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yöneltmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını elde etmek mümkündür.

1970'lerden önce tedavi planlaması genellikle hasta vücut konturu üzerinde izodoz eğrilerinin elle manipülasyonu yoluyla yapılmış olup. Hasta vücut konturu

kurşun tel rehberliğinde oluşturulup ışın ağırlıklarının seçimi dozimetristin deneyimine dayanmaktaydı.

1970'li yıllardan itibaren BT'nin gelişimi, doğrudan bir hastanın transvers kesiti üzerine bindirilmiş doz dağılımını görüntüleme olanağını sağlayarak BT'ye dayalı TPS'nin gelişimine yol açmıştır.

Tüm tedavi planlama süreci, tedavi planının oluşturulmasında ve plan verilerin tedavi cihazına aktarılmasına kadar birçok basamaktan oluşur. Bu süreç ışın verilerinin toplanmasıyla ve TPS'ye girilmesiyle başlar (Podgorsak, 2005).

Tedavi Planlama Sistemi'nde doz hesaplamaları yapmak için, kullanılan lineer hızlandırıcıya ait birçok parametre planlama sistemine girilmelidir. Bunlar; lineer hızlandırıcıya ait demet enerjileri, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılma-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerdir. Planlama sistemi, içerdiği doz hesaplama algoritmalarıyla her hastanın tedavisinde kullanılacak foton ya da elektron enerjisi, alan boyutu, derinlik ve kullanılan aksesuarlara (kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametrelerle doz hesabı yapılmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, radyasyonun hedef içindeki doz dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz oranları belirlenebilmektedir (Pelagade ve ark., 2007).

Doz hesaplama tekniklerinde iki boyutlu modellerden Monte Carlo'ya dayanan 3B tekniklere gelirken, artan işlem gücü sayesinde hesaplama hızı da artmaktadır. Monte Carlo tekniği, milyonlarca foton ve parçacığın madde içinde iletimini simule eden bir bilgisayar programından oluşur. Foton ve parçacıkların bireysel etkileşmelerinin olasılık dağılımlarını, temel fizik kanunlarını kullanarak gösterir. Ne kadar çok simule edilen parçacık olursa, o kadar yüksek doğrulukla doz dağılımları tahmin edilebilir.

Deneme yanılma yöntemine dayanan geleneksel ileri tedavi planlaması ters planlamaya öncülük etmektedir. Ters planlama, hedef ve kritik yapıların dozu için kullanıcı tarafından belirlenen kriterleri karşılamak için doz optimizasyon tekniği kullanılarak yapılmaktadır. Ayrıca TPS planlama sonucu kullanılan yapıların ne kadar doz aldığını görmek için doz volüm histogramından (DVH) faydalanma imkanı verir (Podgorsak, 2005).

3.1.8. Philips Marka Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografi, kolime edilmiş x-ışını demetleri kullanarak incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik görüntüleme yöntemidir. x-ışını demetinin objeyi geçen kısmı x-ışını tüpünün karşısına yerleştirilmiş detektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülmektedir.

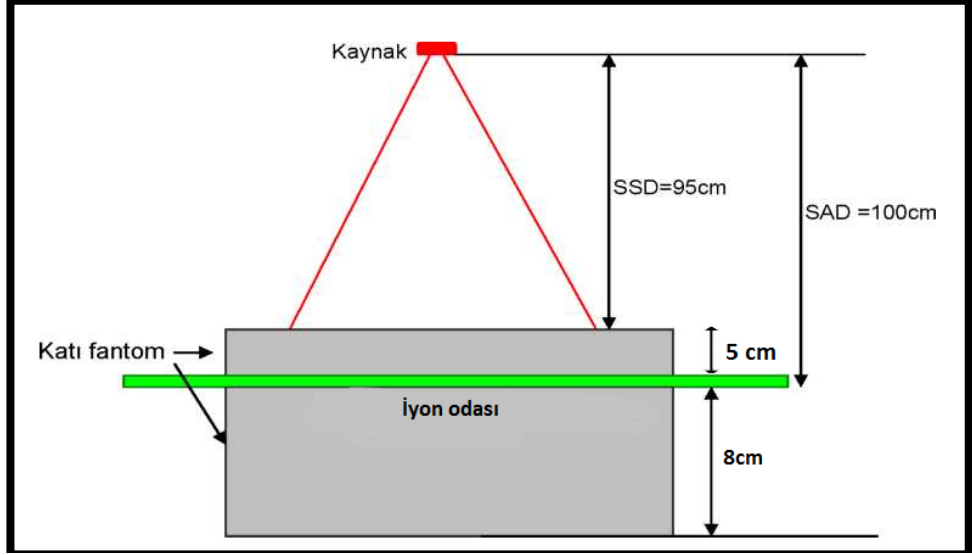
Öncelikle ölçüm setlerinin Philips marka CT cihazında 3mm kesit aralıklarıyla görüntüler alınmıştır. Bu görüntüler online olarak bölümümüzdeki tedavi planlama sistemine transfer edilmiştir.

3.2. Yöntem

3.2.1. Ölçüm Set Kurulumları

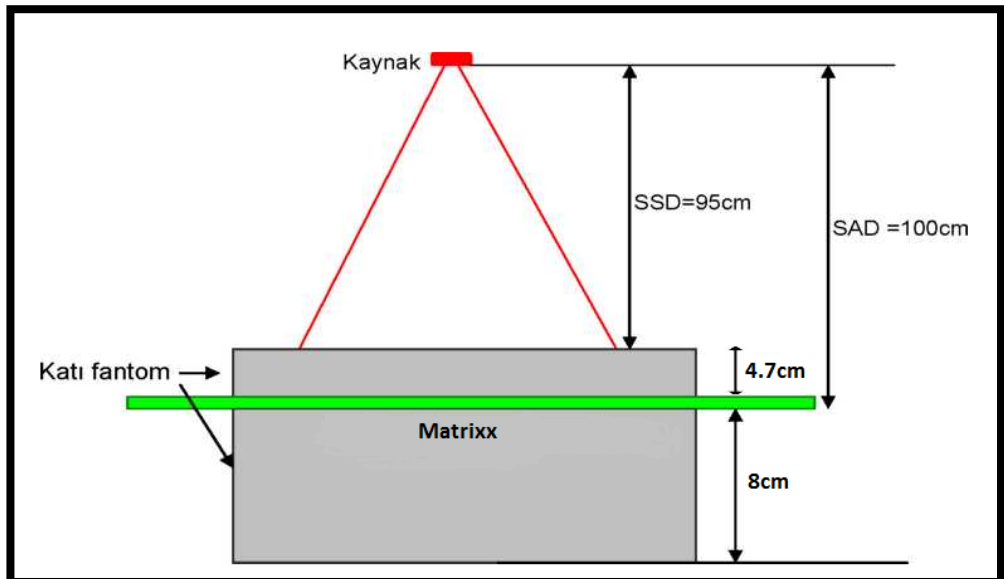
Nokta doz ölçümlerinde farmer tipi CC04 iyon odası ve 2-boyutlu doz dağılımı için MatriXX dedektör sistemi kullanıldı. Her iki sistemin ölçüm derinliği 5cm olacak şekilde Philips marka tomografi cihazında 3 mm kesit aralıklarıyla alınan görüntüleri TPS'e aktarıldı. TPS' de 10x10 ve 20x20 cm² alanlarda kama (wedge) (full wedge, 60⁰) kullanılarak Kaynak Eksen Mesafesi (SAD):100 cm ve 5 cm derinliğe 100 cGy olacak şekilde izodozlar 6-18MV enerjilerde elde edildi. Kamalı izodozlar kontur haline getirilerek alan-içi-alanlarda (FİF) en az 10 segment oluşturuldu ve her bir segmentin ağırlıkları (weight) değiştirilerek kamalı izodozlar birebir elde edilmeye çalışıldı. Her bir dedektör sistemi için beş farklı noktada ölçüm alındı. CC04 farmer tipi iyon odası için; iyon odası merkezde, alan kenarında, alan kenarından -2,5 cm, alan kenarından +2,5 cm, ve alan kenarı +2 cm lateralde olacak şekilde iyon odası her bir ölçüm seti için 5 cm derinlikte olacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.7). İki farklı enerjide (6-18 MV) hesaplanan doz değerleri ile ölçülen değerler karşılaştırıldı. Tek boyutlu iyon odası yerine MatriXX iki boyutlu iyon odası kullanılarak aynı setler kuruldu (Şekil 3.8). Hesaplanan doz değerleri ile ölçülen doz değerleri gama analizi metoduyla incelendi.

Elde edilen alan-içi-alanlar monitor unit (MU) açısından kamalı alanlarla karşılaştırıldı. Doz dağılımı açısından TPS' de elde edilen bu iki planın dozimetrik kontrolleri lineer hızlandırıcı cihazında nokta doz ve iki boyutlu doz dağılımı açısından karşılaştırıldı.



Şekil 3.7. Set A'nın şematik gösterimi.

SET A: Gantry açısı (G) = 0° , Kolimatör açısı (C) = 0° Altında 8 cm katı fantom. Üstünde SSD=95 cm olacak kadar fantom konularak set kuruldu (Şekil 3.7). Doz ölçümlerinde CC04 iyon odası kullanıldı.



Şekil 3.8. Set B'nin şematik gösterimi.

SET B: Gantry açısı (G) =0°, Kolimatör açısı (C) =0° Altında 8 cm katı fantom. Üstünde SSD=95 cm olacak kadar fantom konularak set kuruldu (Şekil 3.8). Doz ölçümlerinde MatriXX kullanıldı. MatriXX'sin etkin ölçüm noktası yüzeyden 3 mm aşağıdadır.

Linak cihazı kalibrasyonu sırasında standart Linak geometrik kalite kontrol testlerinin arkasından ışın verimi kalibrasyonu yapıldı. MatriXX Linak odası içinde yaklaşık bir saat açık bırakıldı. Tüm iyon odaları alan içinde kalacak şekilde alan boyutu 28 x 28 cm² açıldı ve 6 MV' de SSD 95 cm'de olacak şekilde 500 MU verilerek ısıtma işlemi gerçekleştirildi. Cihazın ısıtılma işlemi sonrasında, soğurulan doz kalibrasyonu yapıldı.

Ölçümlerde kullanılacak olan CC04 iyon odalarının FC65-P referans iyon odası ile çapraz kalibrasyonları yapıldı. CC04 iyon odasının çapraz kalibrasyon değeri diğer parametrelerinin etkisinden düzeltilmiş değeri (6 ve 18 MV için) hesaplandı.

3.2.2. Gamma Analizi

Radyoterapide tedavi planlama sisteminden elde edilen dozimetrik bilginin doğruluğunu kontrol etmek için birçok sistem ve yöntem kullanılmaktadır. İki boyutlu konvansiyonel ve üç boyutlu konformal tekniklerde sıkça kullanılan bir noktada doz tayini YART' nin kullanılabilir hale gelmesiyle birlikte yetersiz kalmıştır. Bu sebeple iki boyutlu doz haritalarının elde edilebildiği kalite kontrol sistemleri ve bu sistemleri belli kriterler doğrultusunda analiz edebilen programlar geliştirilmiştir.

Doz dağılımları kendi aralarında düşük ve yüksek gradiyentli bölgeler olmak üzere ikiye ayrılır. Dozun kısa mesafelerde (birkaç mm) hızlı değişim gösterdiği bölgeler yüksek gradiyentli bölgelerdir. Buna karşın dozun uzun mesafelerde (birkaç cm) yavaş değişim gösterdiği bölgeler düşük gradiyentli bölgeler olarak adlandırılırlar. Yüksek doz gradiyentli bölgelerde küçük uzaysal farklar yüksek doz değişimlerine sebep olurlar. Dedektör sistemlerinin sınırlı uzaysal çözünürlüğe sahip olması göz önüne alınarak gamma analiz (GA) metodu geliştirilmiştir. Gamma analizinde doz farkı ve uyum mesafesi kavramları kullanılmaktadır (Martin ve ark., 2007). Uyum mesafesi $UM=\Delta d$) referans doz dağılımındaki veri noktası ile aynı doz değerine sahip olan,

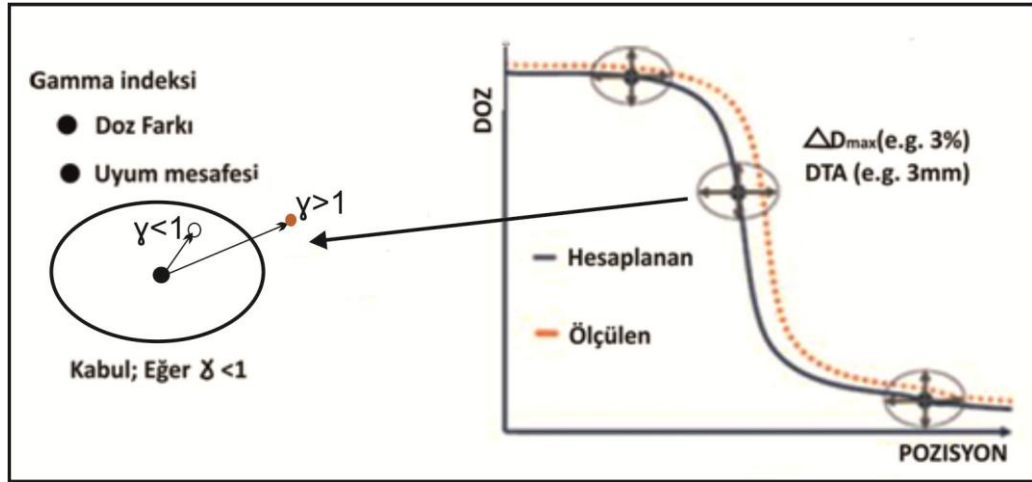
değerlendirilen doz dağılımındaki veri noktası arasındaki mesafedir. Doz farkı (ΔD) ise referans noktadaki doz ile değerlendirilen noktadaki dozların yüzde olarak doz farklarını ifade eder. Gamma analizinin şematik gösterimi Şekil 3.9'da verilmektedir.

Gamma analizinde referans doz haritasının her bir noktası tek tek değerlendirilir. Referans doz haritasındaki nokta ile değerlendirilen doz haritasında, uyum mesafesi kriteri (3mm) içerisinde kalan tüm noktalara

$$\gamma = \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta d^2}{DTA^2}} \quad (3.1)$$

Denklem 3.1'de görülen matematiksel formülü uygulanır. Radyoterapide standart olarak %3 doz farkı ölçütü ve 3 mm uyum mesafesi kullanılır.

Elde edilen değerlerden minimumu gamma değerini verir. Gamma değeri 1'den küçükse analizden geçer, Gamma değeri 1'den büyük ise analizi geçemez. Bu değerlendirme işlemi tek bir nokta içindir. Analizde Referans doz haritasındaki tüm noktalara bu işlem uygulanır (Akdeniz, 2011).



Şekil 3.9. Gamma analiz metodunun şematik gösterimi (Özbay, 2012).

Bu karşılaştırma sonuçlarına göre genellikle birden küçük olan değerlerin % 92-100 oranında varlığı o planın kabul edileceğini gösterebilir. Fakat bu çalışmadan

çalışmaya ve vakadan vakaya hatta kabul kriterlerinin değişimi ile fark göstermektedir (Martin ve ark., 2007). Kalite uygunluktan geçmeyen planlar hastaya uygulanmaz ve değişiklikler için tekrar kontrol edilir.

3.2.3. Step-and-Shoot Tekniği

Step-and-Shoot tekniği, çok alanlı konvansiyonel radyoterapi tekniğinin gelişmiş bir şeklidir. Step-and-Shoot tekniğinde, belirli sayıda düzensiz alanlardan doz verilmesi ve bu kısmi alanların çakışıp birleşmesi ile yoğunluk ayarı yapılmaktadır. Bu kısmi alanların her birine “segment” adı verilmektedir. Tedavide her bir segment için ÇYK pozisyonunu otomatik olarak almakta ve hesaplanan MU değerleri uygulanmaktadır. Daha sonra demetin kapatılmasıyla ÇYK yeni pozisyonunu almakta ve burası için hesaplanan MU verilmektedir. Bu işlem bütün segmentler bitinceye kadar tekrarlanmaktadır. (Khan, 2003; Nill ve ark., 2006).

3.2.4. Fotonlar için Soğurulan Doz Hesabı

Soğurulan doz tayiniyle kalibre edilmiş iyon odalarının IAEA protokolleri ile kullanılması radyasyon dozimetrisinde en önemli standarttır. Elektrometre ışınlama sırasında iyon odasının merkezi elektrotunda toplanan yükü ölçen bir cihazdır. İyon odasında toplanan yükün doza çevrilmesinde (Denklem 3.2 ve Denklem 3.3) Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA)’nın Teknik Raporlar Serisi (TRS) 398 numaralı protokolü kullanılmıştır. TRS 398 protokolüne göre, suda referans derinlikte, Q foton demet kalitesinde soğurulan doz hesabı (IAEA, 2004):

$$D_{W,Q}(P_{EFF}) = M_Q N_{D,WQ_0} k_{Q,Q_0} h_m \quad (3.2)$$

$$D_{W,Q}(d_{maks}) = \frac{D_{W,Q}(P_{EFF})}{\%DD(d_{EFF})} \quad (3.3)$$

$$M_Q = M_1 C_{TP} k_{pol} k_s \quad (3.4)$$

$$C_{TP} = \frac{273,16 + T}{273,16 + T_0} \times \frac{P_0}{P} \quad (3.5)$$

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (3.6)$$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (3.7)$$

Burada;

M_Q : Basınç-sıcaklık, polarite ve yeniden birleşme faktörleri ile düzeltilmiş elektrometre okuma değeri olup Denklem 3.4'te

N_{D,w,Q_0} : İkincil standart laboratuvarın göndermiş olduğu referans kalite Q_0 'da elektrometre için suda soğurulan doza kalibrasyon faktörü

%DD(d_{EFF}): Kullanılan enerjinin ölçüm yapılan derinlikteki %DD değeri. TRS 398'de tüm foton enerjileri için su eşdeğeri fantomda 10 cm derinlikte ölçüm yapılmaktadır.

k_{Q,Q_0} : İyon odasına özgü faktör. Referans demet kalitesinden (Q_0) kullanılan demet kalitesine (Q) farklılığı düzelten faktördür. TRS 398'de farklı demet kaliteleri (TPR_{20}^{10}) ve farklı iyon odaları için k_{Q,Q_0} verilmiştir.

C_{TP} : Sıcaklık-Basınç düzeltme faktörü (Denklem 3.5'te). Buradaki P ve T ölçüm, P_0 ve T_0 ise referans basınç sıcaklık değerlerini göstermektedir.

k_{pol} : Polarizasyon faktörü (Denklem 3.6'da). Buradaki M_+ ve M_- elektrometrenin pozitif ve negatif voltaj değerlerindeki okuma değerleridir. M rutin olarak kullanılan polaritedeki okuma değeridir.

k_s : Yeniden birleşme faktörü (Denklem 3.7'de). Buradaki M_1 ve M_2 değerleri elektrometrede V_1 ve V_2 voltaj değerleri için okuma değerleridir. Sabit katsayılar a_0 , a_1 ve a_2 ise V_1/V_2 'ye göre TRS 398'de verilmiştir.

h_m : Kullanılan fantom materyalinin su eşdeğeri olmaması durumunda dikkate alınan faktör (Acar ve ark., 2006).

olarak tanımlanır.

3.2.5. Doz Hesaplama Algoritmalarının Gelişimi

Doz hesaplama algoritmasının amacı hastanın her bir noktasına iletilen dozun mümkün olan en doğru şekilde hesaplanmasıdır. Radyasyonun insan dokusuyla etkileşimindeki karmaşıklık, uygulamada hızlı hesaplama süresine duyulan ihtiyaç ve doz hesaplama algoritmalarındaki kısıtlamalar sebebi ile fiziksel modellemeler kullanılmıştır. Bu algoritmalar normal şartlar altında makul doğrulukta hesaplama ihtiyacını karşılıyordu ama farklı koşullar altında belirsizlikler olabiliyordu. Daha karmaşık algoritmalar daha basit algoritmalarla karşılaştırıldığında daha az belirsizliğe sahip olmasına rağmen daha uzun hesaplama süresi gerektiriyordu. Doz hesaplama algoritması, bilgisayarlı tedavi planlama sistemi seçimindeki en önemli faktörlerden biridir (Van ve ark., 2006).

3.2.6. Convolution–Superpozisyon Metodu

Convolution-superposition, metodunu model-tabanlı doz hesaplama algoritmasına sahiptir ve birçok araştırmacının katılımıyla son 20 yıldır geliştirilmektedir. Bu metod tedavi planlama sistemlerinde en yaygın kullanılan yöntemdir. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler yeterince hızlı hesaplamalar yapılmasını olanak sağlamaktadır.

Convolution-superposition metodu foton ışınlarının doz iletimindeki dolaylı davranışının modellenmesiyle başlamıştır. Bu modele göre primer fotonlar, saçılan fotonlar ve harekete geçen elektronlarla ayrı ayrı etkileşir (Khan, 2003).

Superpozisyon yaklaşımı homojen ortamda doz hesabı için uygulanan karmaşık bir metottur. Fakat doku inhomojenitelerinin olduğu bölgelerdeki doz hesaplama için çok iyi bir şekilde kullanılır (Schegel ve ark., 2006).

3.2.7. Kaynak Cilt Mesafesi (SSD) Tekniği

Tedavi aygıtı (veya simülatör) izosenterini, hasta cildinden geçiyorsa. (= non-izosentrik teknik) SSD 'ye bağlı parametreler ölçülür ve bu parametreler kullanılarak

istenilen derinlikteki cilt yüzeyindeki alana göre belirlenen doz değeri için gerekli MU hesaplamaktadır (Beyzadeoğlu ve ark., 2008).

3.2.8. Kaynak Eksen Mesafesi (SAD) Tekniği

Tedavi aygıtı (veya simülatör) izosenteri, hastanın içinden (tümörden) geçiyorsa (= izosentrik teknik) SAD tekniği için gerekli parametreler ölçülür ve bu parametreler kullanılarak istenilen derinlikte ve o derinlikte belirlenen alana verilecek doz değeri için gerekli MU hesaplanmaktadır (Beyzadeoğlu ve ark., 2008).

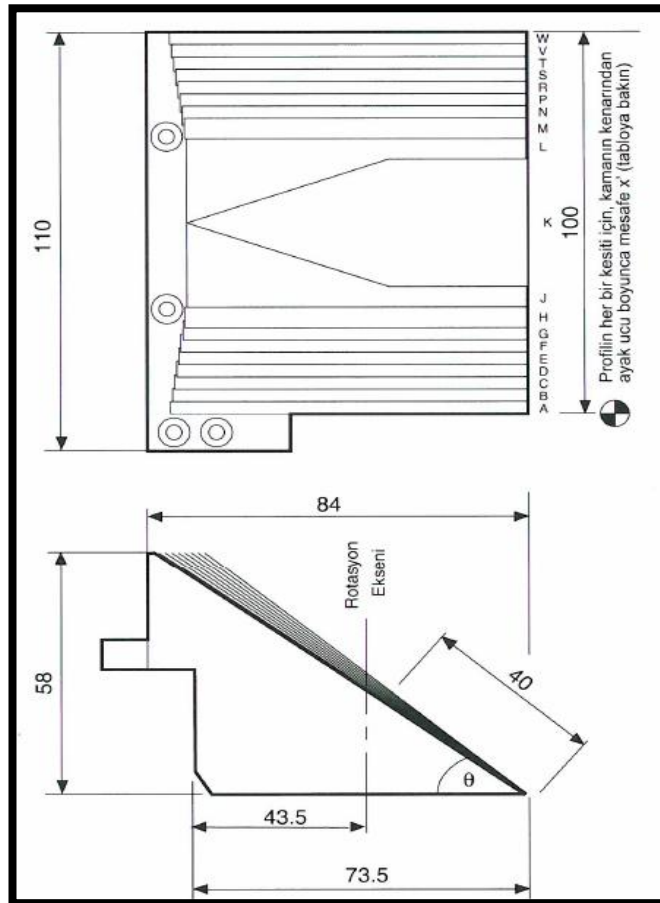
3.2.9. Alan İçinde Alan Tekniği

Teknolojinin gelişmesi, bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerinin ve radyoterapi uygulama aygıtlarının geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Farklı tedavi teknikleri kullanılarak tümörlü dokuya maksimum homojen doz verilirken, çevredeki kritik yapılar daha iyi korunabilmektedir. ICRU 62'ye göre Planlanan hedef hacmin (PTV) %95-%107 doz dağılımının içinde kalması gerekir (ICRU, 1999). Özellikle büyük ve geniş alanlar da kama filtre kullanılarak yapılan planlamalarda sıcak doz alanları meydana gelmektedir. Alan içinde alan yöntemi bu sıcak doz alanlarını kolaylıkla ortadan kaldırmamızı sağlar. Alan içinde alan tedavi planlamasının ilk basamağında düzenli ya da düzensiz açık alanlara Klinik hedef hacmi (CTV) %95' lik izodozun saracağı şekilde tedavi planlaması yapılır. Oluşan sıcak alanlar kademeli olarak ana alanlar içine açılan ve bu sıcak bölgeleri dışarıda bırakan yeni alt alanların tedavi alanlarına eklenmesiyle azaltılır. Bu azalma ana alanlar ile altına açılan yeni alanlar arasında ışınlar ağırlık verilmesi ile sağlanır. Böylece planlamadaki sıcak alanlar ortadan kaldırılarak homojen bir doz dağılımı elde edilir (Svensson ve ark., 1980). Bu teknik ile elde edilmiş konformal doz dağılımları kritik organların daha iyi korunabilmesi ve tümöre yüksek dozlar verilebilmesi nedenleri ile lokal kontrolü artırma ve yan etkileri azaltma açısından önemli avantajlar sağlamaktadır. Bu teknikte hedeflenen yoğunluk ayarlaması sadece statik çok yapraklı kolimatör (ÇYK) içeren foton alanları ile yapılır. Yoğunluğu ve atom numarası dokuya eşdeğer olan ve RT' de

doku eksikliğini gidermek amacıyla cilt üzerine yerleştirilen bolus maddesi bu teknikte kullanılabilirken kama filtre ve blok kullanılmaz (Korczyńska ve ark., 2010).

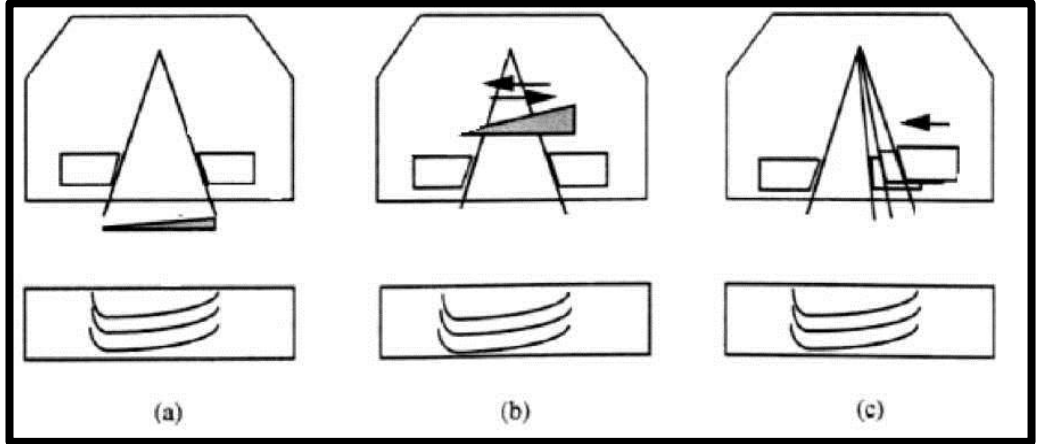
3.2.10. Motorize kama

Motorize kama, alanlara 1° ile 60° arasında açılı bir izodoz dağılımı verir. Tam kamalı bir alan ile açık bir alanın kombinasyonu, bu açılı izodoz dağılımını oluşturur. Motorize kama, fonksiyonel ve fiziksel olarak dijital hızlandırıcı sisteminin bir parçasıdır (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Kama boyutları (Elekta, 2011).

Motorize kama aksamında kama ve geri saçılma levhası bulunur. 3 mm alüminyum alaşım geri saçılma levhası ($2,73 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğu olan), açık ve kamalı bütün foton ışınlarında mevcuttur. Kama ile geri saçılma levhası arasında 1 mm'lik hava boşluğu vardır.



Şekil 3.11. Fiziksel, motorize ve sanal kama filtreler. (a) Fiziksel kama filtre, cihazın kafasına monte edilir. (b) Motorize kama filtre, cihazın kafasında yerleşiktir, gerektiğinde devreye girer. (c) Y çenesinin açıktan kapalıya doğru hareket etmesiyle oluşur (Turan, 2011).

Kama, $11,1 \text{ g/cm}^3$ yoğunlukta, dökme kurşun ve antimon alaşımından (%96 kurşun ve %4 antimon) yapılmıştır (Elekta, 2011).

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Bu çalışmada kalınlıkları 1 mm-1 cm arasında ve yüzeyleri 40x40 cm² olan RW3 katı su fantomları kullanıldı. İyonlaştırıcı fotonların oluşturduğu elektrik yükleri CC04 ve MatriXX iyon odalarıyla ölçüldü. Nokta doz ölçümleri CC04 ve iki boyutlu doz ölçümleri MatriXX ile yapıldı. 10x10 cm² ve 20x20 cm² alanlarda kama (full wedge, 60⁰) ve alan-içi-alan (FIF) kullanılarak hedef yapıdaki doz homojenitesi sağlanmaya çalışıldı. Deneylerde hedef yapılar (fantomlar) 6 ve 18 megavolt (MV)' luk fotonlarla ışınıldı.

4.1. SET A İyon Odası ile Alınan Ölçümler

Nokta doz ölçümlerinde farmer tipi CC04 iyon odası kullanıldı. Setin (sistemin), ölçüm derinliği 5 cm olacak şekilde Philips marka tomografi cihazında 3 mm kesit aralıklarıyla alınan görüntüleri Tedavi Planlama Sistemine (TPS) aktarıldı. TPS' de 10x10 cm² ve 20x20 cm² alanlarda kama (full wedge, 60⁰) kullanılarak SAD (kaynak-eksen-uzaklığı):100 cm de 100 cGy olacak şekilde izodozlar 6 ve 18 MV foton enerjilerinde elde edildi. Kamalı izodozlar kontur haline getirilerek alan-içi-alanlarda (FIF) 10 segment oluşturuldu ve her bir segmentin ağırlıkları değiştirilerek kamalı izodozlar birebir elde edildi. CCO4 sistemi için dört farklı noktada ölçüm alındı. CC04 farmer tipi iyon odası için; iyon odası merkezde, alan kenarında, alan kenarından -2,5 cm alan kenarından +2,5 cm ve alan kenarı +2 cm, lateralde olacak şekilde iyon odası her bir ölçüm seti için 5 cm derinlikte olacak şekilde konumlandırıldı. Her bir ölçüm noktası için elektrometrede nC cinsinden üç okuma değeri alındı. Alınan bu okuma değerlerinin ortalaması hesaplandı. Ölçümlerde kullanılacak olan CC04 iyon odasının FC65-P referans iyon odası ile çapraz kalibrasyonu yapıldı. CC04 iyon odasının çapraz kalibrasyon değeri diğer parametrelerinin etkisinden düzeltilmiş değeri (6 ve 18 MV için) hesaplandı. Sıcaklık -basınç düzeltme faktörü hesaplandı. Daha sonra TRS-398'e göre ortalama değere çapraz kalibrasyon faktörü ve sıcaklık-basınç düzeltme faktörü

eklendikten sonra etki parametrelerinden düzeltilmiş ölçülen doz cGy cinsinden hesaplandı.

İyon odasında toplanan yükün doza çevrilmesinde Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA)'nın Teknik Raporlar Serisi-398 (TRS-398) numaralı protokolü kullanıldı. Kama yöntemi ile 10x10 cm² alan için 6 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okunan yük (nC) değerleri ve TRS-398'e göre 5 cm de hesaplanan doz değerleri Çizelge 4.1' de verilmektedir.

Çizelge 4.1. Kama yöntemi ile 10x10 cm² alan için 6 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okunan yük (nC) değerleri ve TRS-398'e göre 5 cm de hesaplanan doz değerleri.

10x10 cm ²	Konum	6 MV				
		Kama				
		Nokta Doz				
		Elektrometre okuma Değerleri (nC)				Ölçülen Doz (cGy)
		1.Okuma	2.Okuma	3.Okuma	Ortalama Değer	CC04
	İzomerkez	0,928	0,926	0,927	0,927	96,4
	Alan Kenarı	0,380	0,381	0,383	0,382	39,7
	Alan Kenarı -2,5	0,927	0,925	0,926	0,926	96,3
	Alan Kenarı+2,5	0,029	0,027	0,028	0,028	2,9
	Alan Kenarı+2	0,030	0,030	0,033	0,031	3,2

Kamalı izodozlar kontur haline getirilerek alan-içi-alanlarda (FIF) en az 10 segment oluşturuldu. Her bir segmentin ağırlıkları değiştirilerek kamalı izodozlar birebir elde edildi. FIF yöntemi ile 10x10 cm² alan için 6 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okunan yük (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri Çizelge 4.2' de verilmektedir.

Çizelge 4.2. FIF yöntemi ile 10x10 cm² alan için 6 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okunan yük (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri.

		6 MV				
		FIF				Ölçülen Doz (cGy) CC04
Konum		Nokta Doz				
		Elektrometre okuma Değerleri (nC)				
10x10 cm ²		1.Okuma	2.Okuma	3.Okuma	Ortalama Değer	
	İzomerkez	0,942	0,944	0,940	0,942	98,0
	Alan Kenarı	0,446	0,441	0,442	0,443	46,1
	Alan Kenarı -2,5	0,939	0,938	0,940	0,939	97,7
	Alan Kenarı+2,5	0,021	0,025	0,023	0,023	2,4
	Alan Kenarı+2	0,027	0,026	0,028	0,027	2,8

Enerji sabit tutularak (6 MV x-ışını enerjisinde) Kama ve FIF yöntemleriyle 20x20 cm² alanda, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4' te verilmektedir.

Çizelge 4.3. Kama yöntemi ile 20x20 cm² alan için 6 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri.

		6 MV				
		Kama				Ölçülen Doz (cGy) CC04
Konum		Nokta Doz				
		Elektrometre okuma Değerleri (nC)				
20x20 cm ²		1.Okuma	2.Okuma	3.Okuma	Ortalama Değer	
	İzomerkez	0,934	0,932	0,932	0,933	97,0
	Alan Kenarı	0,379	0,381	0,383	0,381	39,6
	Alan Kenarı -2,5	0,928	0,929	0,927	0,928	96,5
	Alan Kenarı+2,5	0,057	0,059	0,055	0,057	5,9
	Alan Kenarı+2	0,058	0,058	0,061	0,059	6,1

Çizelge 4.4. FIF yöntemi ile 20x20 cm² alan için 6 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri.

6 MV					
FIF					
Konum	Nokta Doz				Ölçülen Doz (cGy) CC04
	Elektrometre okuma Değerleri (nC)				
20x20 cm ²	1.Okuma	2.Okuma	3.Okuma	Ortalama Değer	
İzomerkez	0,927	0,931	0,929	0,929	96,6
Alan Kenarı	0,435	0,439	0,437	0,437	45,4
Alan Kenarı -2,5	0,921	0,925	0,923	0,923	96,0
Alan Kenarı+2,5	0,024	0,029	0,025	0,026	2,7
Alan Kenarı+2	0,033	0,031	0,035	0,033	3,4

18 MV x-ışını enerjisinde, Kama ve FIF yöntemleriyle, farklı alan boyutlarında (10x10 cm² ve 20x20 cm² alanlarda), CC04 iyon odalarında okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri Çizelge 4.5, 4.6, 4.7 ve 4.8' de verilmektedir.

Çizelge 4.5. Kama yöntemi ile 10x10 cm² alan için 18 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri.

18 MV					
Kama					
Konum	Nokta Doz				Ölçülen Doz (cGy) CC04
	Elektrometre okuma Değerleri (nC)				
10x10 cm ²	1.Okuma	2.Okuma	3.Okuma	Ortalama Değer	
İzomerkez	0,925	0,923	0,918	0,922	97,2
Alan Kenarı	0,374	0,371	0,377	0,374	39,4
Alan Kenarı -2,5	0,917	0,920	0,920	0,919	96,8
Alan Kenarı+2,5	0,047	0,044	0,049	0,047	5,0
Alan Kenarı+2	0,049	0,051	0,053	0,051	5,4

Çizelge 4.6. FIF yöntemi ile 10x10 cm² alan için 18 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri.

18 MV						
FIF						
10x10 cm ²	Konum	Nokta Doz				Ölçülen Doz (cGy) CC04
		Elektrometre okuma Değerleri (nC)				
		1.Okuma	2.Okuma	3.Okuma	Ortalama Değer	
	İzomerkez	0,939	0,941	0,943	0,941	99,2
	Alan Kenarı	0,403	0,401	0,405	0,403	42,5
	Alan Kenarı -2,5	0,938	0,940	0,939	0,939	98,9
	Alan Kenarı+2,5	0,020	0,021	0,019	0,020	2,1
	Alan Kenarı+2	0,023	0,025	0,027	0,025	2,6

Çizelge 4.7. Kama yöntemi ile 20x20 cm² alan için 18 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri.

18 MV						
Kama						
20x20 cm ²	Konum	Nokta Doz				Ölçülen Doz (cGy) CC04
		Elektrometre okuma Değerleri (nC)				
		1.Okuma	2.Okuma	3.Okuma	Ortalama Değer	
	İzomerkez	0,923	0,928	0,924	0,925	97,5
	Alan Kenarı	0,381	0,383	0,376	0,380	40,0
	Alan Kenarı -2,5	0,923	0,920	0,920	0,921	97,0
	Alan Kenarı+2,5	0,083	0,079	0,078	0,080	8,4
	Alan Kenarı+2	0,085	0,084	0,086	0,085	9,0

Çizelge 4.8. FIF yöntemi ile 20x20 cm² alan için 18 MV x-ışını enerjisinde, CC04 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre 5 cm de ölçülen doz değerleri.

		18 MV					
		FIF				Ölçülen Doz (cGy) CC04	
Konum		Nokta Doz					
		Elektrometre okuma Değerleri (nC)					
20x20 cm ²		1.Okuma	2.Okuma	3.Okuma	Ortalama Değer		
		İzomerkez	0,925	0,930	0,926	0,927	97,7
		Alan Kenarı	0,420	0,416	0,418	0,418	44,0
		Alan Kenarı -2,5	0,925	0,922	0,925	0,924	97,4
		Alan Kenarı+2,5	0,017	0,021	0,019	0,019	2,0
		Alan Kenarı+2	0,023	0,022	0,024	0,023	2,4

4.2. 10x10 cm² Alan için 6 MV'lik X-Işınlarında Alınan Verilerin Karşılaştırılması ve Gama Analiz Sonuçları

10x10 cm² alan için 6 MV'lik x- ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FİF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozun, hesaplanan dozla yüzdesel karşılaştırılması yapıldı. Ayrıca gama analiz sonuçları ve kullanılan MU teknikler açısından değerlendirildi. Kullanılan dozimetrik ekipmanların hassasiyetleri yüzdesel olarak karşılaştırıldı. Tekniklerin kalite kontrolleri ve birbirine göre üstünlükleri değerlendirildi. 10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, nokta ve iki boyutlu ölçülen dozun TPS' minde hesaplanan doz değerlerinin yüzdesel karşılaştırılması Çizelge 4.9'da verilmektedir.

Çizelge 4.9. 10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (ikiboyutlu doz) ile ölçülen dozun tedavi planlama sistemi (TPS) hesaplan doz değerleri ile yüzdesel karşılaştırılmaları.

		6 MV							
		Kama				FIF			
Konum		Nokta Doz		MatriXX		Nokta Doz		MatriXX	
		TPS/Ölçüm	%Fark	TPS/Ölçüm	%Fark	TPS/Ölçüm	%Fark	TPS/Ölçüm	%Fark
		(cGy)		(cGy)		(cGy)		(cGy)	
10x10 cm ²	İzomerkez	100,0/96,4	3,6 [^]	101,1/101,6	-0,5 [^]	100,0/98,0	2,0 [^]	101,2/100,4	0,8 [^]
	Alan kenarı	49,4/39,7	19,6 ^{&}	55,5/54,4	2,0 ^{&}	50,5 /46,1	8,7 ^{&}	56,7/55,4	2,3 ^{&}
	Alan kenarı -2,5	99,5/96,3	3,2 ^{\$}	101,0/101,3	-0,3 ^{\$}	99,4/97,7	1,7 ^{\$}	101,5/100,6	0,9 ^{\$}
	Alan kenarı +2,5	1,8/2,9	-61,1 [*]	1,9/5,8	-205,3 [*]	2,0/2,4	-20,0 [*]	2,2/3,2	-45,5 [*]
	Alan Kenarı +2	2,2/3,2	-45,4 [%]	2,4/6,7	-179,2 [%]	2,3/2,8	-21,7 [%]	2,7/4,0	-48,2 [%]
	MonitorUnit	396,0 [#]	----	397,0 [#]	----	143,0 [#]	----	144,0 [#]	----
	Gamma analizi	----	----	% 96,28 [£]	----	----	----	% 98,28 [£]	----

[^]İzomerkezde TPS'nin hesapladığı ve ölçülen (gerçek) doz birbirine yakın çıktı.

[&]Alan kenarında TPS'nin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan büyük bulundu.

^{\$}Alan kenarı -2,5 TPS'nin hesapladığı ve ölçülen (gerçek) doz birbirine yakın çıktı.

^{*}Alan kenarı +2,5 ta TPS'nin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan daha küçük (negatif) olarak görülmektedir.

[%]Alan kenarı +2 de TPS'minin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan daha küçük (negatif) olarak görülmektedir.

[#] Kama kullanılan MU Alan-içi-Alan tekniği kullanılandan oldukça büyüktür.

[£] Gamma analiz sonuçları kama ile Alan-içi-Alan teknikleri için kabul kriterleri içinde bulundu.

Kama ve Alan-içi-Alan teknikleriyle 10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında İyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların, aynı dozimetrik ekipman açısından yüzdesel karşılaştırmaları Çizelge 4.10'da gösterilmektedir.

Çizelge 4.10. 10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, İyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların farklı tekniklerin, aynı dozimetrik ekipman açısından yüzdesel karşılaştırmaları.

		6 MV					
		Kama		FIF		Kama-FIF	
10x10 cm ²	Konum	Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz Ölçüm %Fark	MatriXX Ölçüm %Fark
		İzomerkez	96,4	101,6	98,0	100,4	-1,66 ^{^^}
	Alan Kenarı	39,7	54,4	46,1	55,4	-16,1 ^{&&}	-1,8 ^{&&&}
	Alan Kenarı -2,5	96,3	101,3	97,7	100,6	-1,5 ^{\$\$}	0,7 ^{\$\$\$}
	Alan Kenarı +2,5	2,9	5,8	2,4	3,2	17,2 ^{**}	44,8 ^{***}
	Alan Kenarı+2	3,2	6,7	2,8	4,0	12,5 ^{%%}	40,3 ^{%%%}

^{^^}İzomerkezde İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{^^^}İzomerkezde MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere oldukça yakın çıktı.

^{&&}Alan kenarında İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden daha küçük çıktı.

^{&&&}Alan kenarında MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{\$\$}Alan kenarı -2,5 İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{\$\$\$}Alan kenarı -2,5 MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere oldukça yakın çıktı.

^{**}Alan kenarı +2,5 ta İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

*** Alan kenarı +2,5 ta MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.%% Alan kenarı +2 de İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

%% Alan kenarı +2 de MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında her bir teknik için kullanılan dozimetrik ekipmanların, hassasiyetleri nokta ve iki boyutlu (ND ve 2D) doz ölçüm sonuçlarının yüzdesel karşılaştırılması sonucunda Çizelge 4.11'de değerlendirildi.

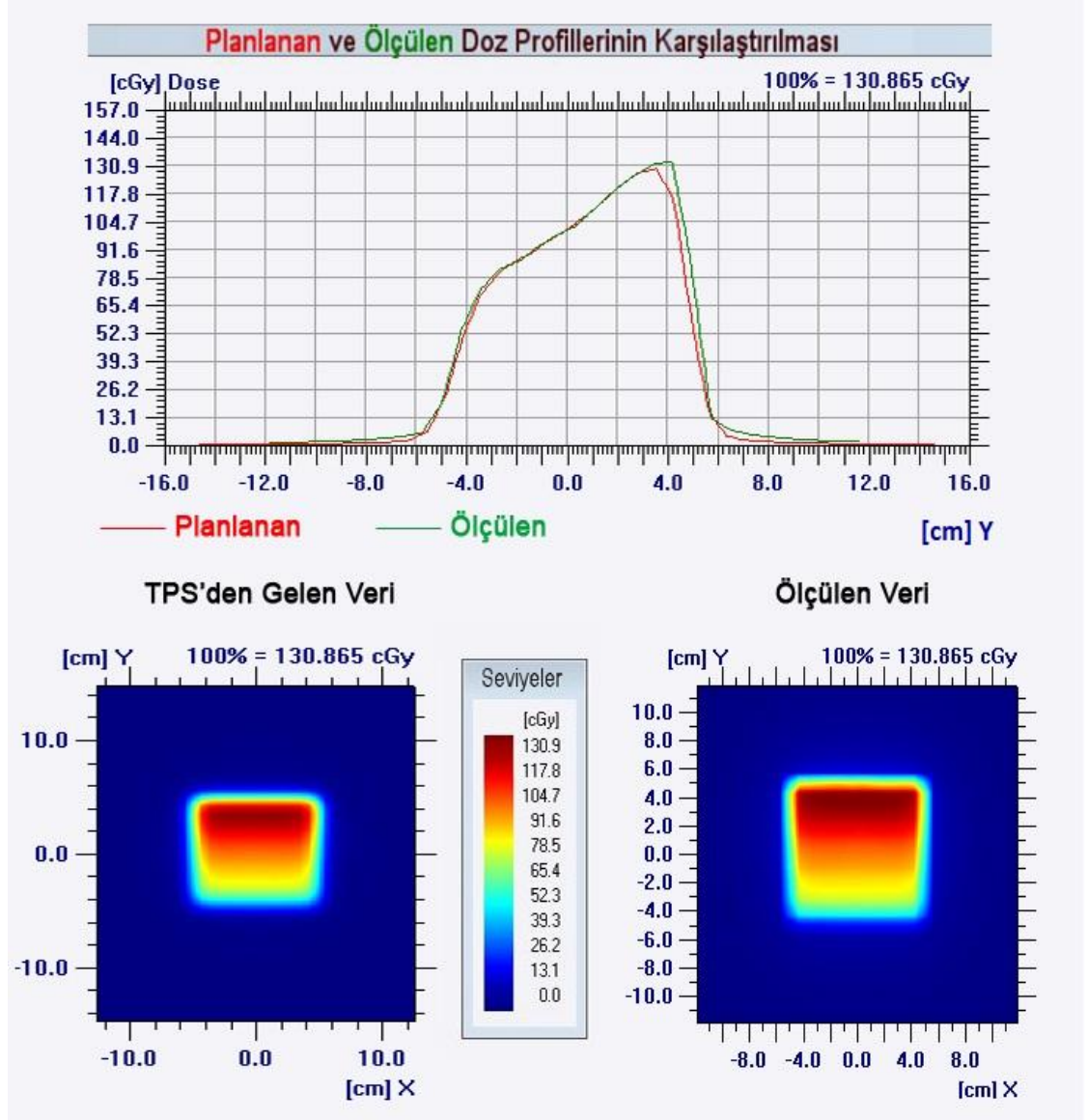
Çizelge 4.11. 10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların her bir teknik için kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyetlerinin yüzdesel olarak karşılaştırılması.

		6 MV					
10x10 cm ²	Konum	Kama		FIF		Kama	FIF
		Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	ND-2D Ölçüm %Fark	ND-2D Ölçüm %Fark
	İzomerkez	96,4	101,6	98,0	100,4	-5,4 [@]	-2,5 ^é
	Alan Kenarı	39,7	54,4	46,1	55,4	-37,0 [@]	-20,2 ^é
	Alan Kenarı -2,5	96,3	101,3	97,7	100,6	-5,2 [@]	-3,0 ^é
	Alan Kenarı+2,5	2,9	5,8	2,4	3,2	-100,0 [@]	-33,3 ^é
	Alan Kenarı+2	3,2	6,7	2,8	4,0	-109,3 [@]	-43,0 ^é

[@]Kama kullanılan yöntemde iyon odası (nokta doz) ile ölçülen değer MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülenden küçüktür.

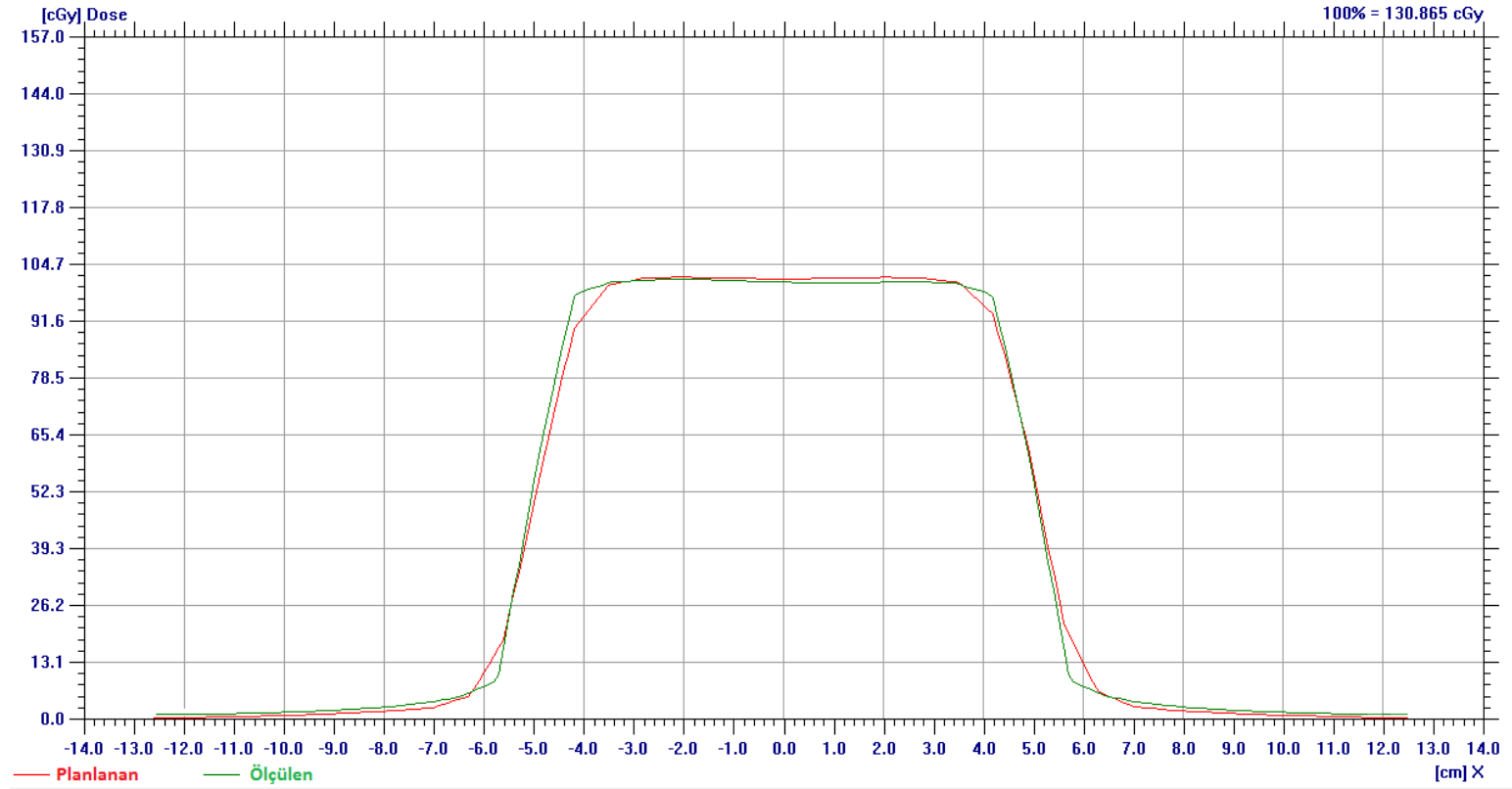
^éAlan-içi-Alan yönteminde iyon odası (nokta doz) ile ölçülen değer MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülenden küçüktür.

Tedavi planlama sisteminden gelen veri ile ölçü verinin $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniği için doz dağılımının renklendirme skalası Şekil 4.1'de gösterildi.



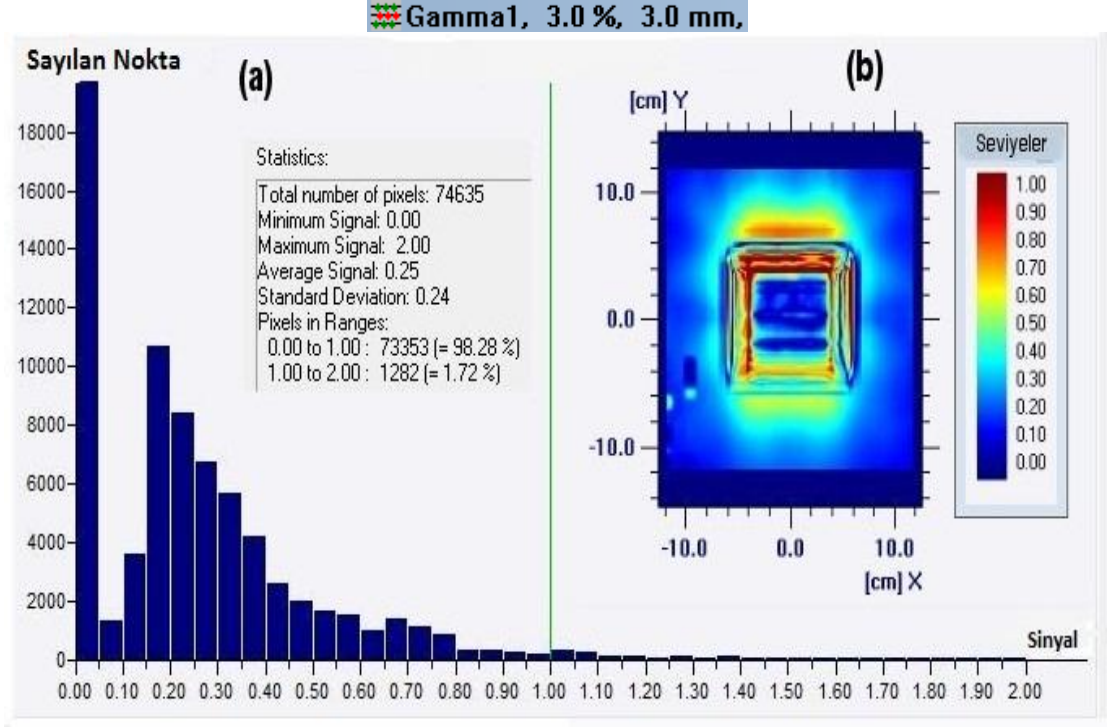
Şekil 4.1. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.

10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin değerlendirilmesi Şekil 4.2'de verildi.



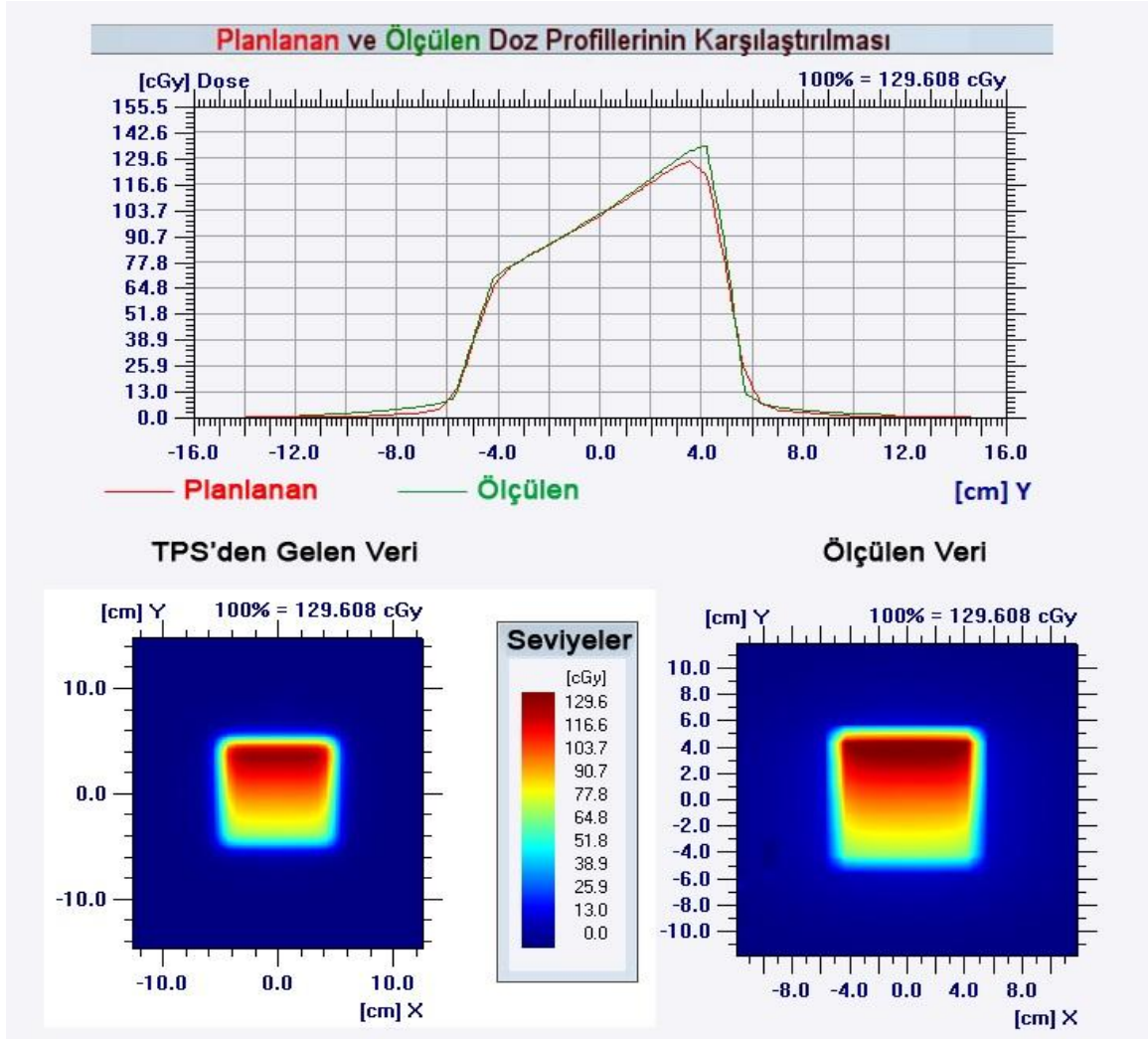
Şekil 4.2. 10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.

10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin gama analiz histogramı ve renklendirme skalası Şekil 4.3'te gösterildi.

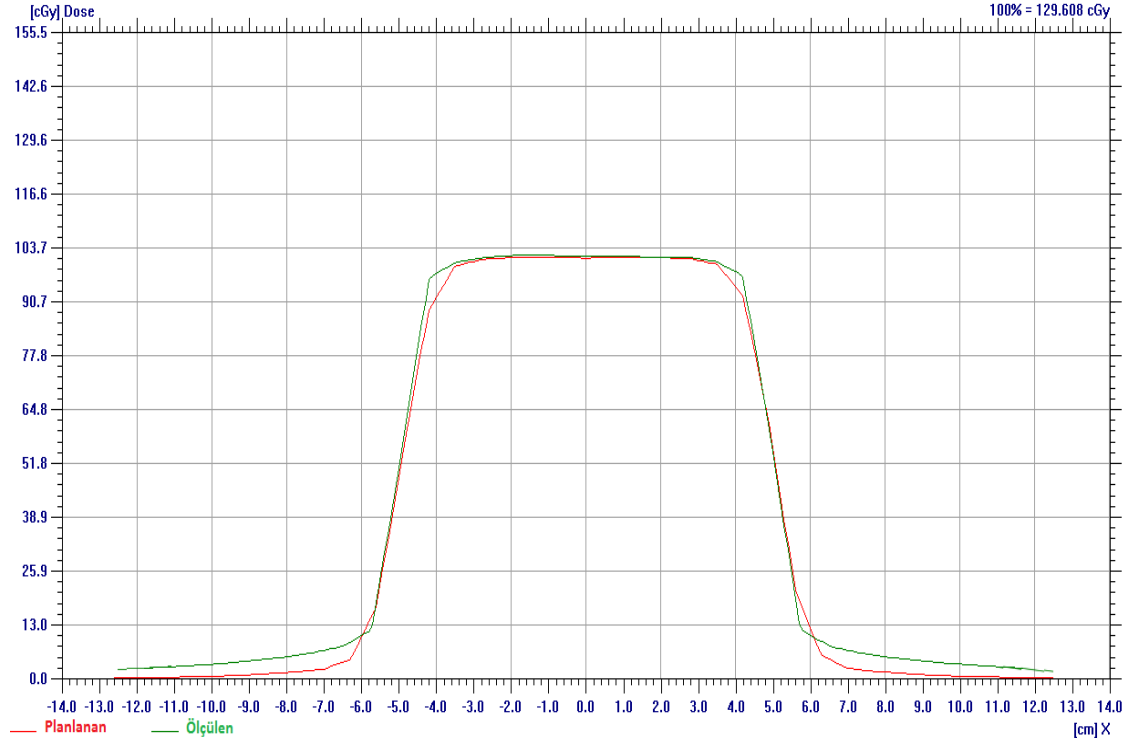


Şekil 4.3. 10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin gama analiz sonuçları(a) Gama analiz histogramı, (b) Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.

10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen dozların renklendirme skalası ve doz profillerinin karşılaştırılması sırasıyla Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'te verildi.

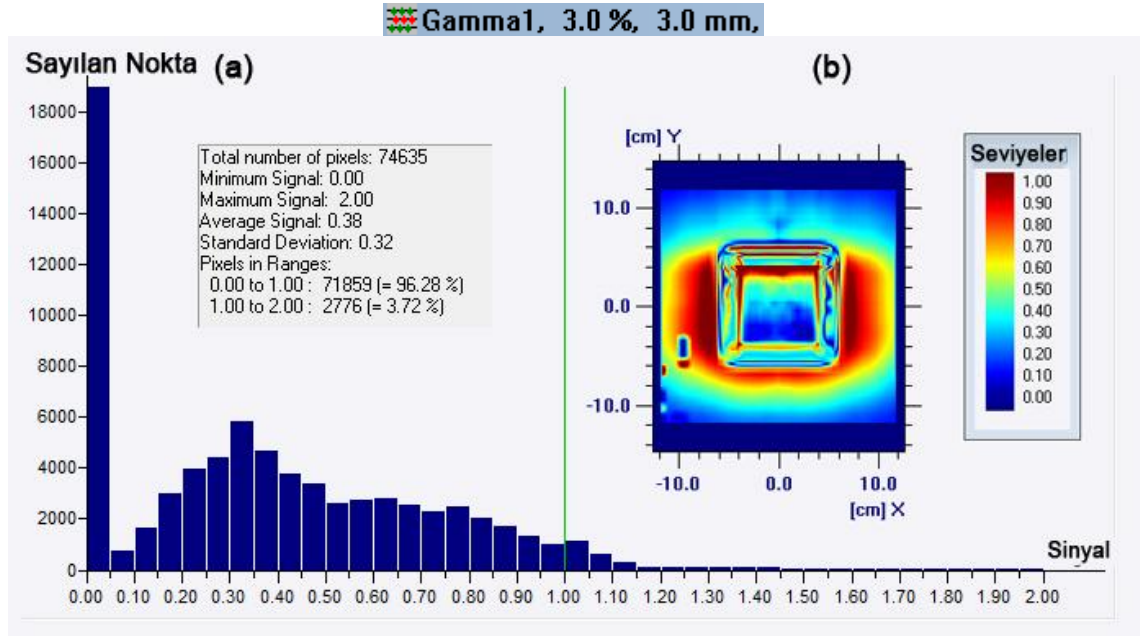


Şekil 4.4. 10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.



Şekil 4.5. 10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.

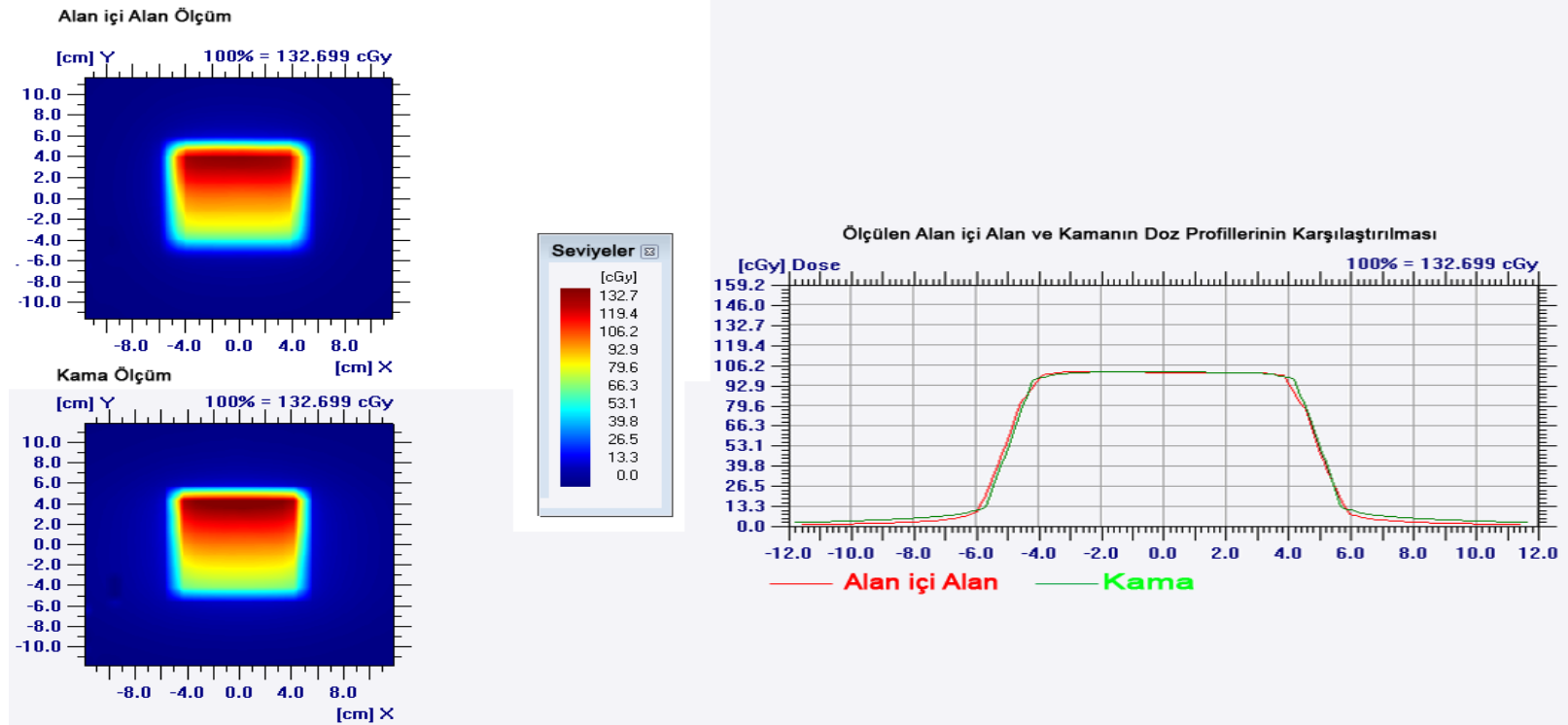
Kama tekniği $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için 6 MV'lik x -ışınlarında gama analizi sonucunda dozun renklendirme skalası ve gama analiz histogramı Şekil 4.6'da gösterildi.



Şekil 4.6. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için 6 MV'lik x -ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonuçları **(a)** Gama analiz histogramı, **(b)** Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.

10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) ve Kama teknikleriyle ölçülen dozların renklendirme skalası ve doz profillerinin karşılaştırılması Şekil 4.7'de verildi.

70



Şekil 4.7. 10x10 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) ve kama tekniklerinden elde edilen ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.

4.3. 20x20 cm² Alan için 6 MV' lik X-Işınlarda Alınan Verilerin Karşılaştırılması ve Gama Analiz Sonuçları

20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozun hesaplanan dozla yüzdesel karşılaştırılması Çizelge 4.12 yapıldı. Ayrıca gama analiz sonuçları ve kullanılan MU teknikler açısından değerlendirildi. Kullanılan dozimetrik ekipmanların hassasiyetleri yüzdesel olarak Çizelge 4.14'te karşılaştırıldı. Tekniklerin kalite kontrolleri ve birbirine göre üstünlükleri Çizelge 4.13'te değerlendirildi.

Çizelge 4.12. 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozun tedavi planlama sistemi (TPS) hesaplan doz değerleri ile yüzdesel karşılaştırmaları.

	6 MV								
	Kama				FIF				
	Nokta Doz		MatriXX		Nokta Doz		MatriXX		
Konum	TPS/Ölçüm (cGy)	%Fark	TPS/Ölçüm (cGy)	%Fark	TPS/Ölçüm (cGy)	%Fark	TPS/Ölçüm (cGy)	%Fark	
20x20 cm ²	İzomerkez	100,0/97,0	3,0 [^]	101,1/101,3	-0,2 [^]	99,8/96,6	3,2 [^]	100,2/99,1	1,1 [^]
	Alan kenarı	49,4/39,6	19,8 ^{&}	54,0/52,6	2,6 ^{&}	50,2/45,4	9,6 ^{&}	54,5/51,3	5,9 ^{&}
	Alan kenarı -2,5	99,3/96,5	2,8 ^s	99,2/99,1	0,1 ^s	99,2/96,0	3,2 ^s	100,1/99,0	1,1 ^s
	Alan kenarı +2,5	4,3/5,9	-37,2 [*]	3,3/9,1	-175,6 [*]	2,3/2,7	-17,4 [*]	2,4/2,9	-20,8 [*]
	Alan Kenarı+2	4.8/6,1	-27,1 [%]	4,1/10,5	-156,1 [%]	2,8/3,4	-21,4 [%]	3.2/4,2	-31,3 [%]
	MonitorUnit	357,0 [#]	----	358,0 [#]	----	163,0 [#]	----	164,0 [#]	----
	Gamma analizi	----	----	% 93,40 [£]	----	----	----	% 95,51 [£]	----

[^]İzomerkezde TPS'nin hesapladığı ve ölçülen (gerçek) doz birbirine yakın çıktı.

[&]Alan kenarında TPS'nin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan büyük bulundu.

^{\$}Alan kenarı -2,5 TPS'nin hesapladığı ve ölçülen (gerçek) doz birbirine yakın çıktı.

^{*}Alan kenarı +2,5 ta TPS'nin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan daha küçük (negatif) olarak görülmektedir.

[%]Alan kenarı +2 de TPS'minin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan daha küçük (negatif) olarak görülmektedir.

[#] Kama kullanılan MU Alan-içi-Alan tekniği kullanılandan oldukça büyüktür.

[£] Gamma analiz sonuçları kama ile Alan-içi-Alan teknikleri için kabul kriterleri içinde bulundu.

Çizelge 4.13. 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların farklı tekniklerin, aynı dozimetrik ekipman açısından yüzdesel karşılaştırılmaları.

20x20cm ²	Konum	6 MV					
		Kama		FIF		Kama-FIF	
		Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz Ölçüm %Fark	MatriXX Ölçüm %Fark
	İzomerkez	97,0	101,3	96,6	99,1	0,4 ^{^^}	2,2 ^{^^^}
	Alan Kenarı	39,6	52,6	45,4	51,3	-14,6 ^{&&}	2,5 ^{&&&}
	Alan Kenarı 2,5	96,5	99,1	96,0	99,0	0,5 ^{\$\$}	0,1 ^{\$\$\$}
	Alan Kenarı+2,5	5,9	9,1	2,7	2,9	54,0 ^{**}	68,1 ^{**}
	Alan kenarı+2	6,1	10,5	3,4	4,2	44,3 ^{%%}	60,0 ^{%%%}

^{^^}İzomerkezde İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{^^^}İzomerkezde MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{&&}Alan kenarında İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden daha küçük çıktı.

^{&&&}Alan kenarında MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{\$\$}Alan kenarı -2,5 İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

\$\$\$ Alan kenarı -2,5 MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere oldukça yakın çıktı.

** Alan kenarı +2,5 ta İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

*** Alan kenarı +2,5 ta MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

%% Alan kenarı +2 de İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

%% Alan kenarı +2 de MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

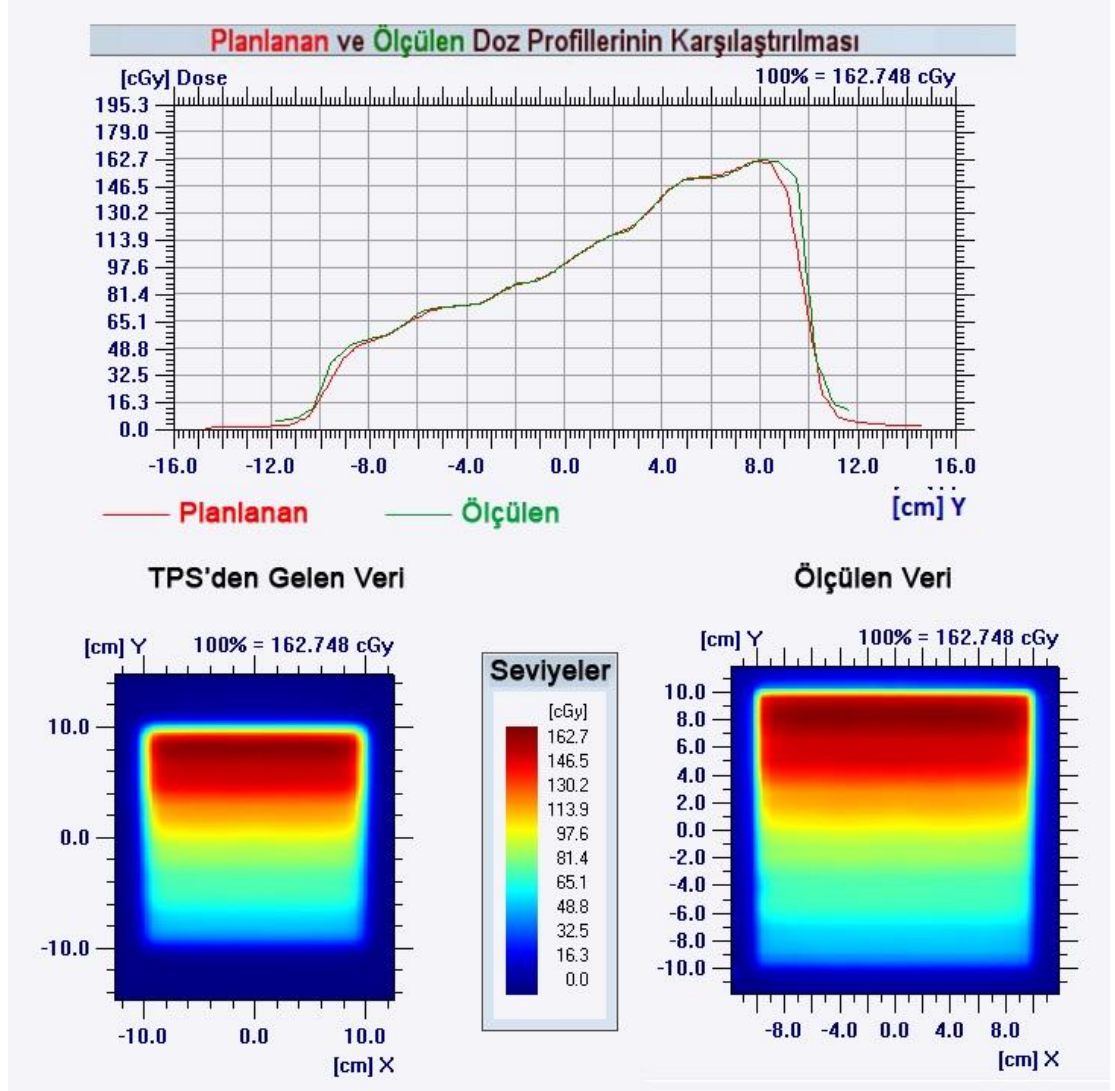
Çizelge 4.14. 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların her bir teknik için kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyetlerinin yüzdesel olarak karşılaştırılması.

		6 MV					
		Kama		FIF		Kama	FIF
20x20 cm ²	Konum	Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	ND-2D Ölçüm %Fark	ND-2D Ölçüm %Fark
		İzomerkez	97,0	101,3	96,6	99,1	-4,4 [@]
	Alan Kenarı	39,6	52,6	45,4	51,3	-32,8 [@]	-13,0 ^é
	Alan Kenarı -2,5	96,5	99,1	96,0	99,0	-2,7 [@]	-3,1 ^é
	Alan Kenarı +2,5	5,9	9,1	2,7	2,9	-54,2 [@]	-7,4 ^é
	Alan Kenarı+2	6,1	10,5	3,4	4,2	-72,1 [@]	-23,5 ^é

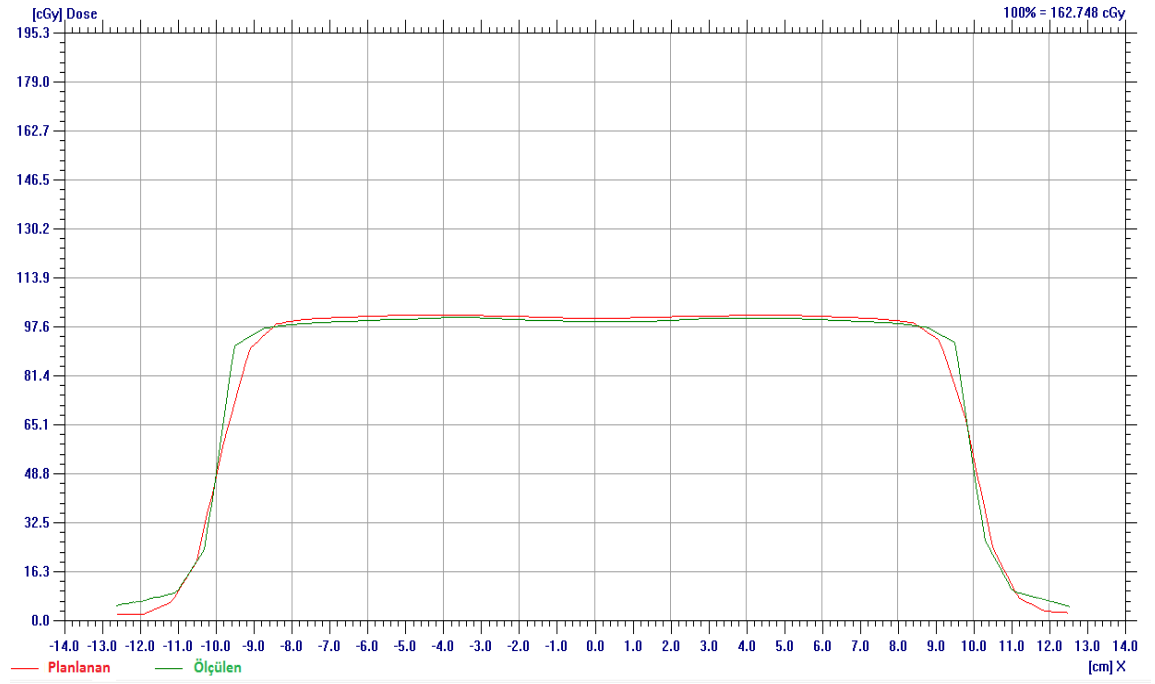
[@]Kama kullanılan yöntemde iyon odası (nokta doz) ile ölçülen değer MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülenden küçüktür.

^éAlan-içi-Alan yönteminde iyon odası (nokta doz) ile ölçülen değer MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülenden küçüktür.

20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen dozların gama analizinde renklendirme skalaları ve doz profillerinin karşılaştırılması sırasıyla Şekil 4.8 ve 4.9 'da yer verildi.

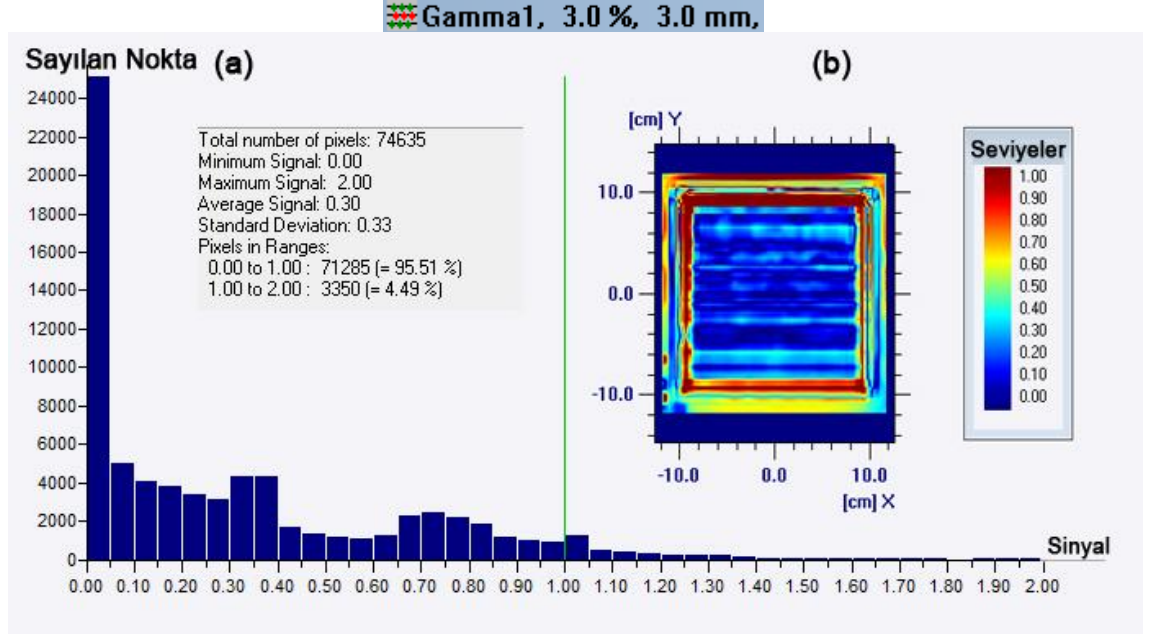


Şekil 4.8. 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.



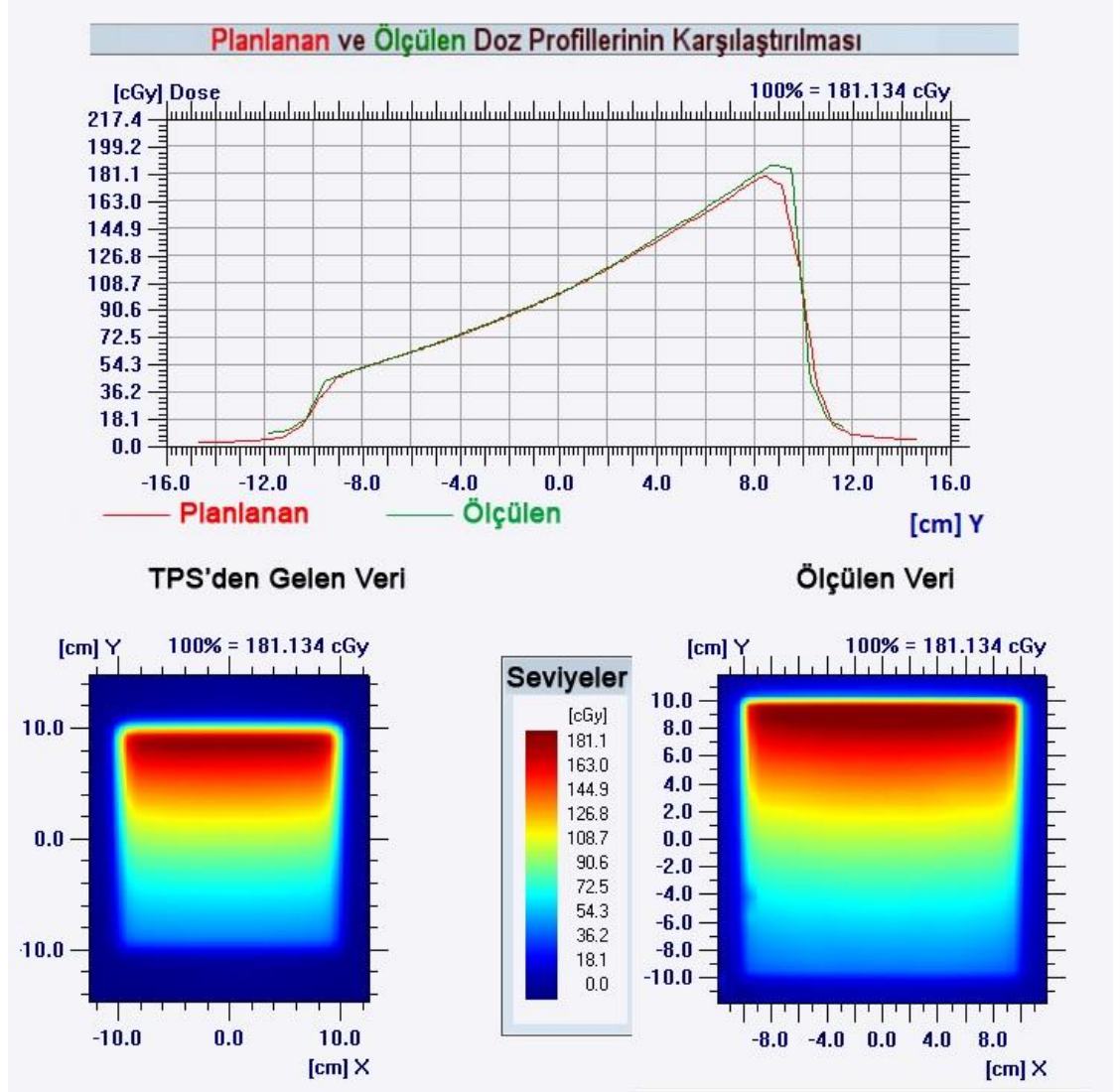
Şekil 4.9. 20x20 cm² alan için 6 MV'lık x-ışınlarında Alan- içi- Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.

Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında gama analiz sonucunun renklendirme skalası ve histogramı Şekil 4.10'da verildi.

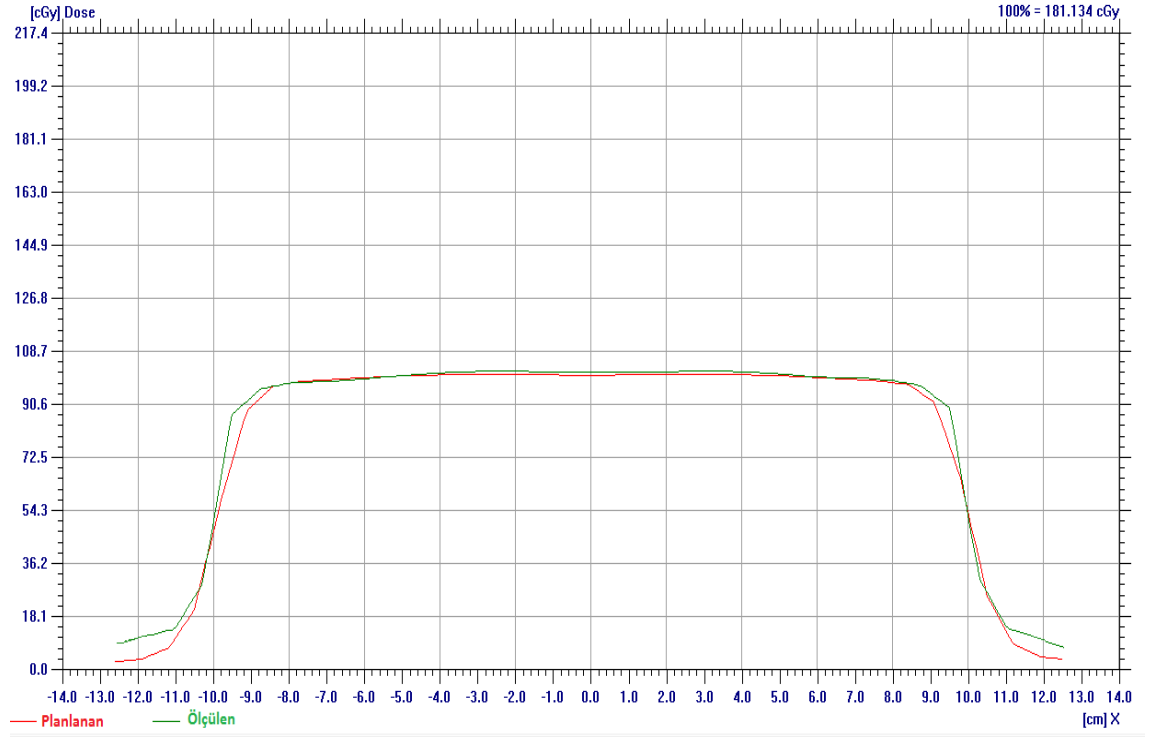


Şekil 4.10. 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin gama analiz sonuçları (a) Gama analiz histogramı, (b) Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.

Kama yöntemi ile 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında planlanan ve ölçülen dozların gama analizinde renklendirme skalaları ve doz profillerinin karşılaştırılması sırasıyla Şekil 4.11 ve Şekil 4.12 'de gösterildi.

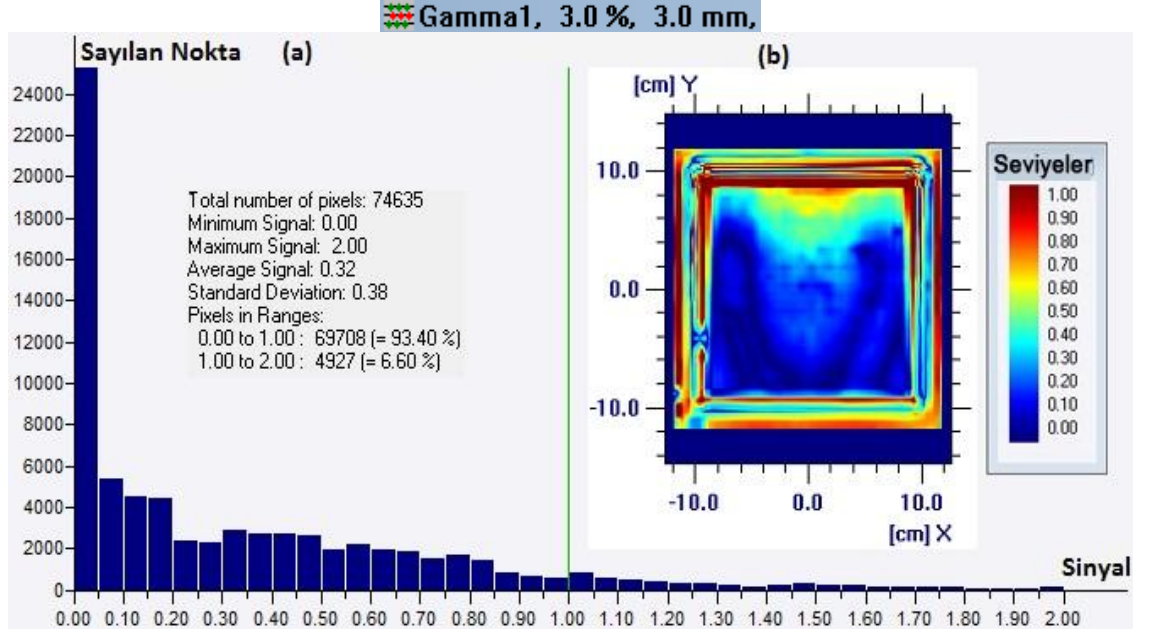


Şekil 4.11. 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.



Şekil 4.12. 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Kama tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.

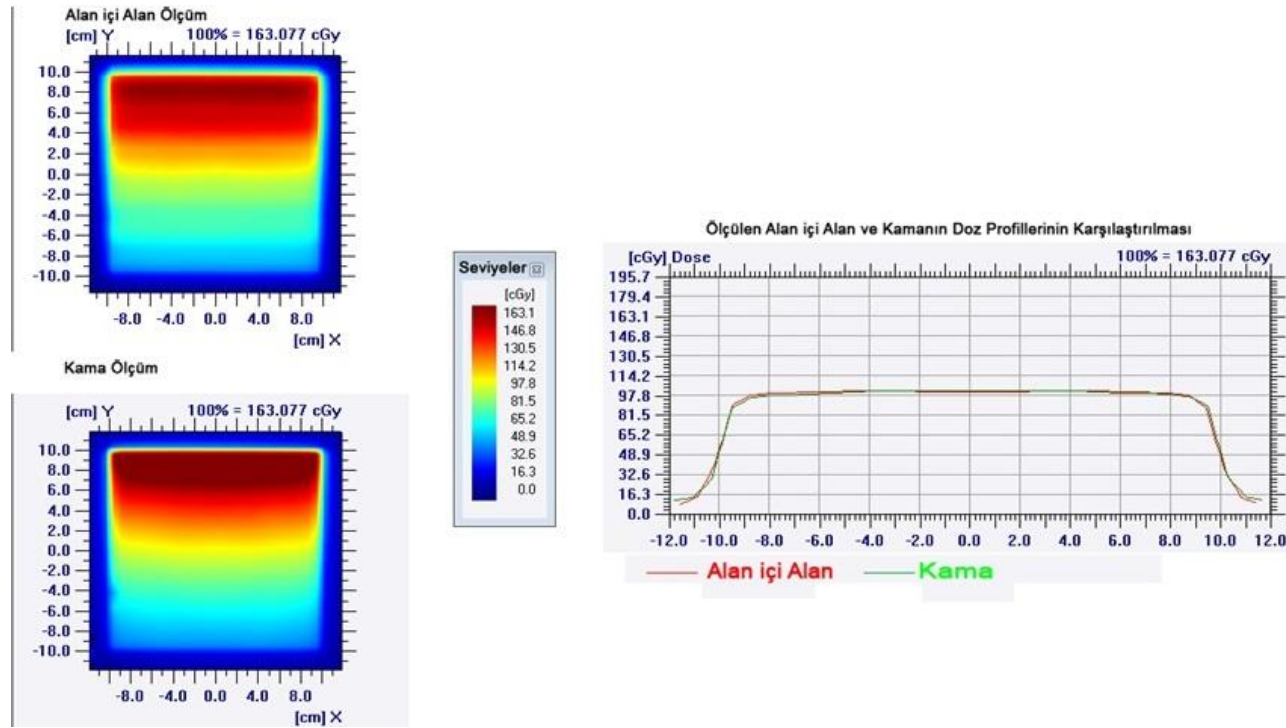
20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonucunun renklendirme skalası ve histogramı Şekil 4.13'te gösterildi.



Şekil 4.13. 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonuçları **(a)** Gama analiz histogramı, **(b)** Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.

Alan-içi-Alan (FIF) ve kama teknikleriyle 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında elde edilen ölçüm sonuçlarının renklendirme skalası ve doz profillerinin karşılaştırılması Şekil 4.14'te verildi.

80



Şekil 4.14. 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) ve Kama tekniklerinden elde edilen ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.

4.4. 10x10 cm² Alan için 18 MV' lik X-Işınlarında Alınan Verilerin Karşılaştırılması ve Gama Analiz Sonuçları

10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozun hesaplanan dozla yüzdesel karşılaştırılması Çizelge 4.15'te yapıldı. Ayrıca gama analiz sonuçları ve kullanılan MU teknikler açısından değerlendirildi. Kullanılan dozimetrik ekipmanların hassasiyetleri yüzdesel olarak Çizelge 4.17'de karşılaştırıldı. Tekniklerin kalite kontrolleri ve birbirine göre üstünlükleri Çizelge 4.16'da değerlendirildi.

Çizelge 4.15. 10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen doz tedavi planlama sistemi (TPS) hesaplan doz değerleri ile yüzdesel karşılaştırmaları.

18

		18 MV							
		Kama				FIF			
Konum	Nokta Doz (cGy)	%Fark	MatriXX		Nokta Doz (cGy)	%Fark	MatriXX		
			TPS/Ölçüm	%Fark			TPS/Ölçüm	%Fark	
10x10 cm ²	İzomerkez	100,0/97,2	2,8 [^]	101,1/99,7	1,4 [^]	100,0/99,2	0,8 [^]	101,1/101,1	0,0 [^]
	Alan kenarı	48,6/39,4	18,9 ^{&}	55,8/55,3	0,9 ^{&}	48,5/42,5	12,4 ^{&}	56,0/54,7	2,3 ^{&}
	Alan kenarı -2,5	99,6/96,8	2,8 ^s	101,5/99,6	1,9 ^s	99,3/98,9	0,4 ^s	101,5/101,0	0,5 ^s
	Alan kenarı +2,5	2,3/5,0	-117,4 [*]	1,4/5,6	-300,0 [*]	1,4/2,1	-50,0 [*]	1,5/2,5	-66,7 [*]
	Alan kenarı +2	2,6/5,4	-107,7 [%]	1,9/6,7	-252,6 [%]	1,8/2,6	-44,4 [%]	2,1/3,4	-65,0 [%]
	MonitorUnit	342,0 [#]	----	343,0 [#]	----	130,0 [#]	----	131,0 [#]	----
	Gamma analizi	----	----	% 96,44 ^E	----	----	----	% 99,47 ^E	----

[^]İzomerkezde TPS'nin hesapladığı ve ölçülen (gerçek) doz birbirine yakın çıktı.

[&]Alan kenarında TPS'nin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan büyük bulundu.

^{\$}Alan kenarı -2,5 TPS'nin hesapladığı ve ölçülen (gerçek) doz birbirine yakın çıktı.

^{*}Alan kenarı +2,5 ta TPS'nin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan daha küçük (negatif) olarak görülmektedir.

[%]Alan kenarı +2 de TPS'minin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan daha küçük (negatif) olarak görülmektedir.

[#] Kama kullanılan MU Alan-içi-Alan tekniği kullanılandan oldukça büyüktür.

[£] Gamma analiz sonuçları kama ile Alan-içi-Alan teknikleri için kabul kriterleri içinde bulundu.

Çizelge 4.16. 10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların farklı tekniklerin, aynı dozimetrik ekipman açısından yüzdesel karşılaştırılmaları.

10x10 cm ²	Konum	18 MV					
		Kama		FIF		Kama-FIF	
		Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz %Fark	MatriXX Ölçüm %Fark
	İzomerkez	97,2	99,7	99,2	101,1	-2,1 ^{^^}	-1,4 ^{^^}
	Alan Kenarı	39,4	55,3	42,5	54,7	-7,9 ^{&&}	1,1 ^{&&&}
	Alan Kenarı -2,5	96,8	99,6	98,9	101,0	-2,2 ^{\$\$}	-1,4 ^{\$\$\$}
	Alan Kenarı +2,5	5,0	5,6	2,1	2,5	58,0 ^{**}	55,4 ^{***}
	Alan Kenarı+2	5,4	6,7	2,6	3,4	51,9 ^{%%}	49,3 ^{%%%}

^{^^}İzomerkezde İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{^^^}İzomerkezde MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{&&}Alan kenarında İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden daha küçük çıktı.

^{&&&}Alan kenarında MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{\$\$}Alan kenarı -2,5 İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

\$\$\$ Alan kenarı -2,5 MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere oldukça yakın çıktı.

** Alan kenarı +2,5 ta İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

*** Alan kenarı +2,5 ta MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

%% Alan kenarı +2 de İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

%% Alan kenarı +2 de MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

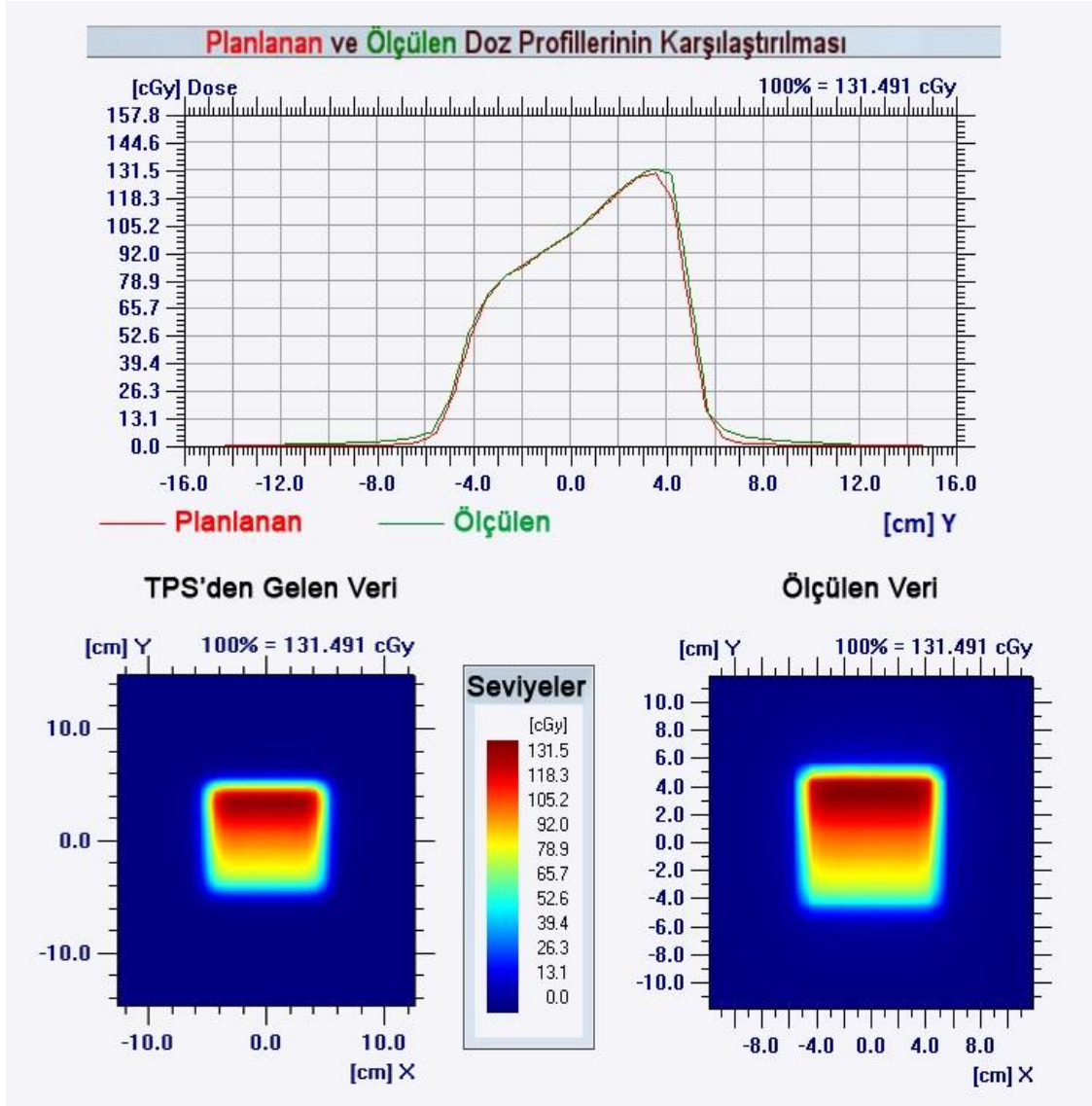
Çizelge 4.17. 10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların her bir teknik için kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyetlerinin yüzdesel olarak karşılaştırılması.

10x10 cm ²	Konum	18 MV					
		Kama		FIF		Kama	FIF
		Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	ND-2D Ölçüm %Fark	ND-2D Ölçüm %Fark
	İzomerkez	97,2	99,7	99,2	101,1	-2,6 [@]	-1,9 ^é
	Alan Kenarı	39,4	55,3	42,5	54,7	-40,4 [@]	-28,7 ^é
	Alan Kenarı -2,5	96,8	99,6	98,9	101,0	-2,9 [@]	-2,1 ^é
	Alan Kenarı +2,5	5,0	5,6	2,1	2,5	-12,0 [@]	-19,0 ^é
	Alan Kenarı+2	5,4	6,7	2,6	3,4	-24,1 [@]	-30,1 ^é

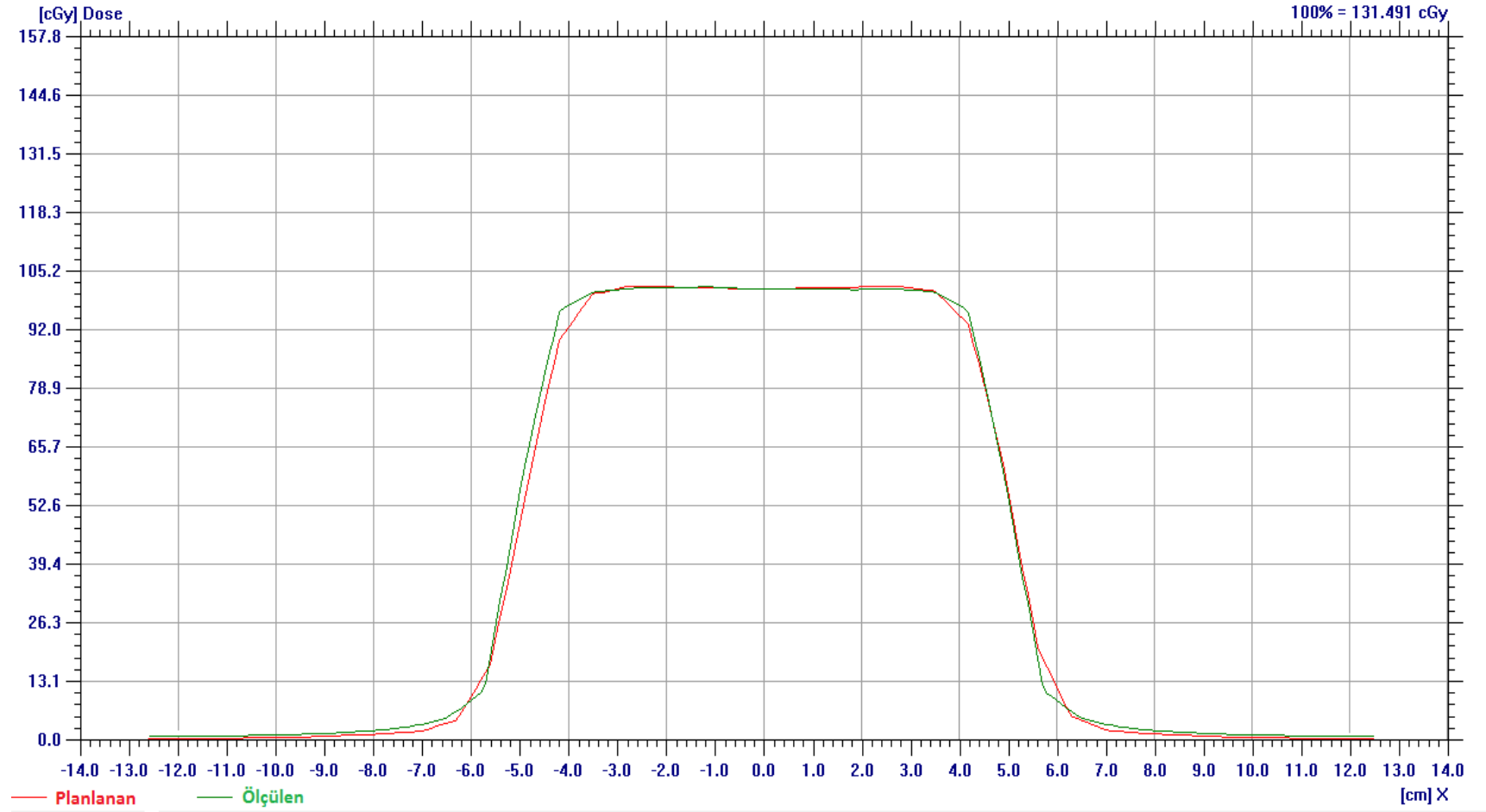
[@]Kama kullanılan yöntemde iyon odası (nokta doz) ile ölçülen değer MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülenden küçüktür.

^éAlan-içi-Alan yönteminde iyon odası (nokta doz) ile ölçülen değer MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülenden küçüktür.

10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğiyle planlanan ve ölçülen dozların gama analizinde renklendirme skalaları ve doz profillerinin karşılaştırılması sırasıyla Şekil 4.15 ve Şekil 4.16 'da gösterildi.

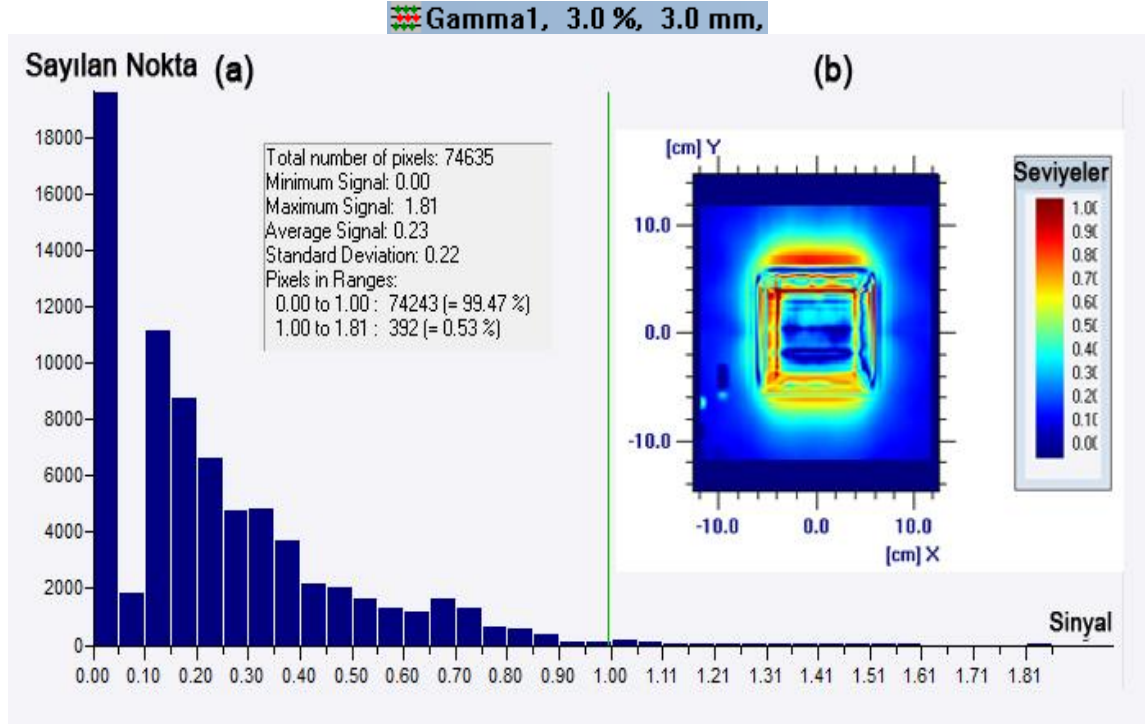


Şekil 4.15. 10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.



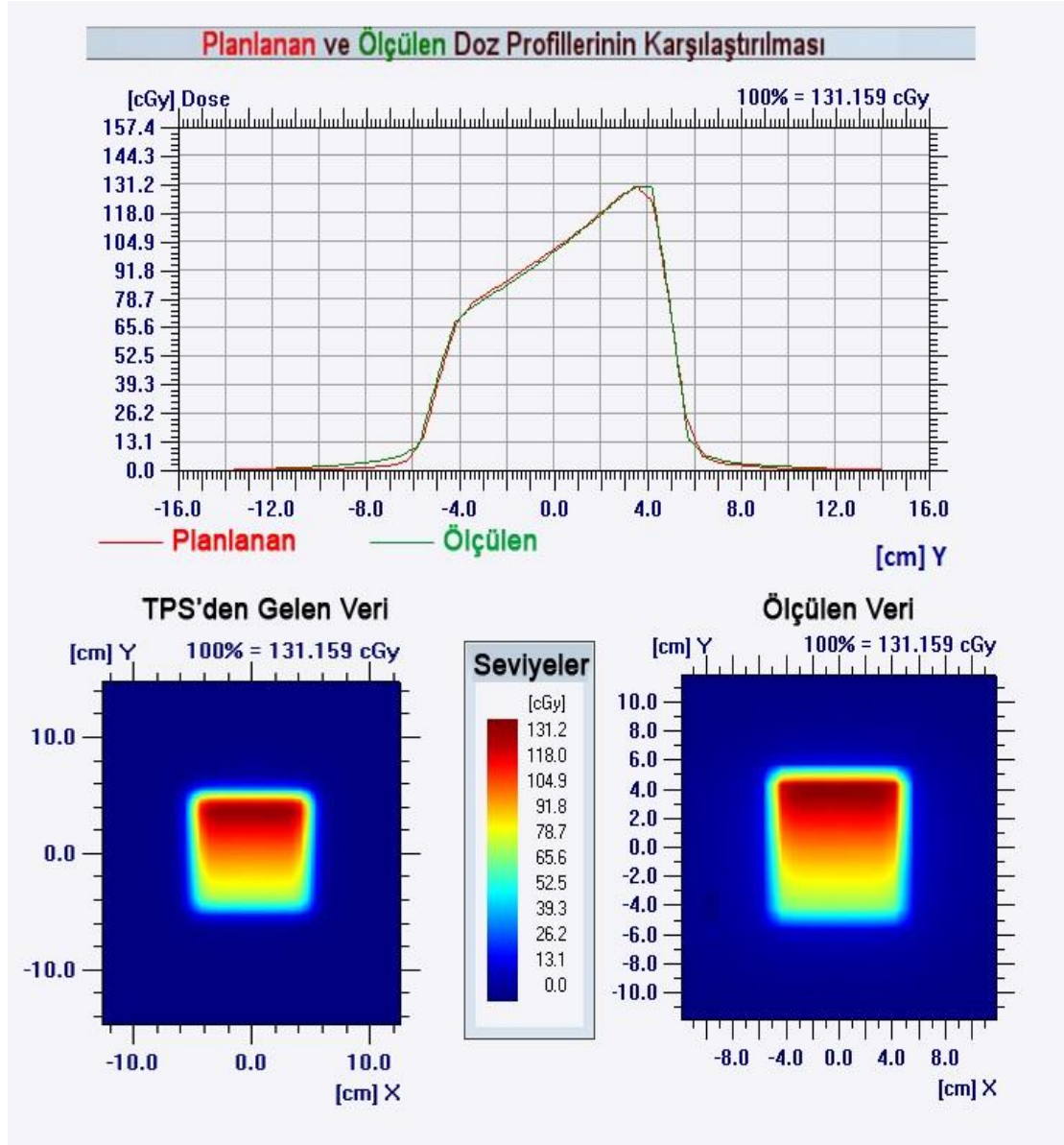
Şekil 4.16. 10x10 cm² alan için 18 MV'lık x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.

Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin 10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında gama analiz sonucunun renklendirme skalası ve histogramı Şekil 4.17'de verildi.

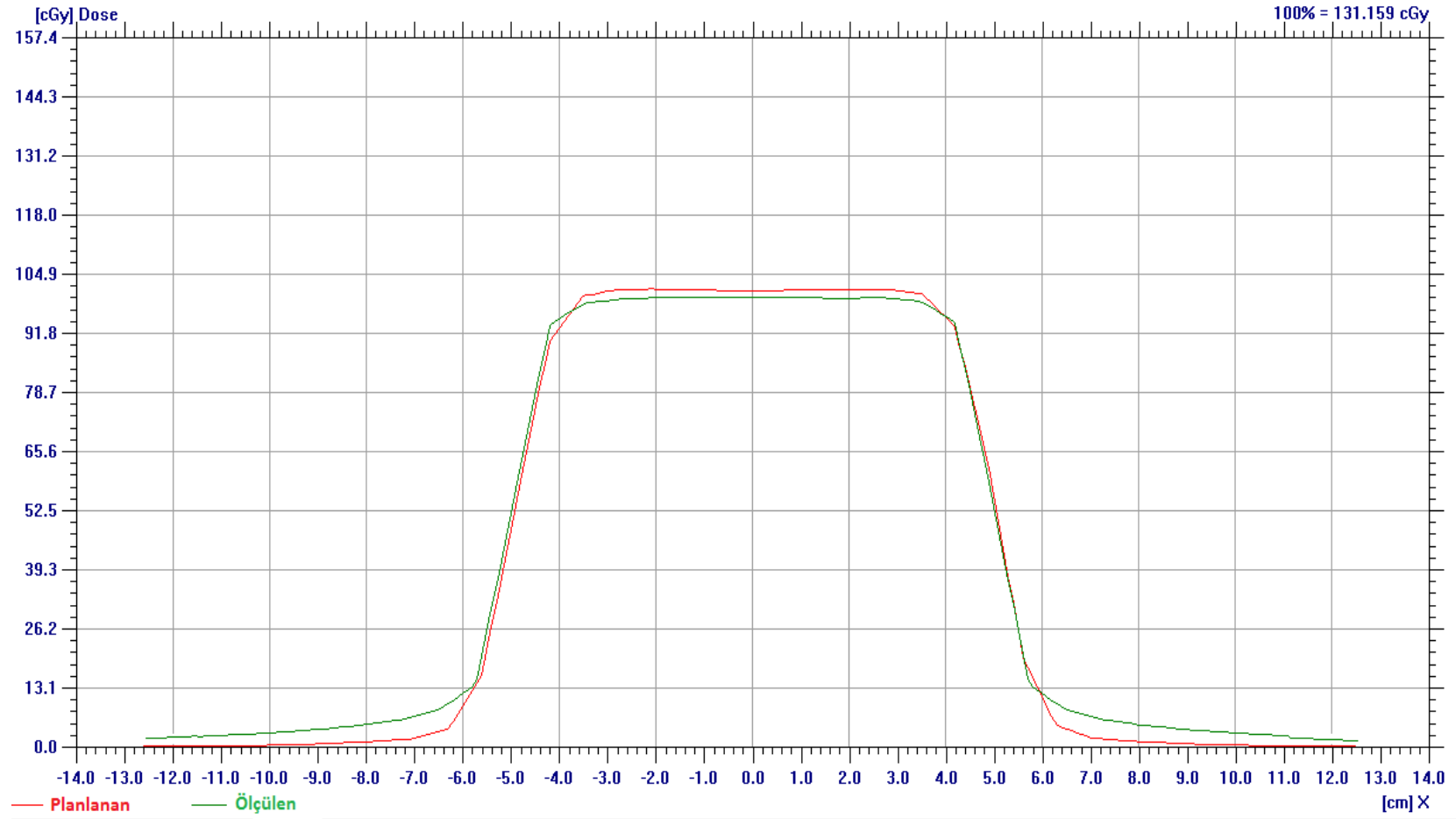


Şekil 4.17. 10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin gama analiz sonuçları (a) Gama analiz histogramı, (b) Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.

Kama tekniğiyle $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için 18 MV'lik x-ışınlarında planlanan ve ölçülen dozların gama analizinde renklendirme skalaları ve doz profillerinin karşılaştırılması sırasıyla Şekil 4.18 ve Şekil 4.19 'da verildi.

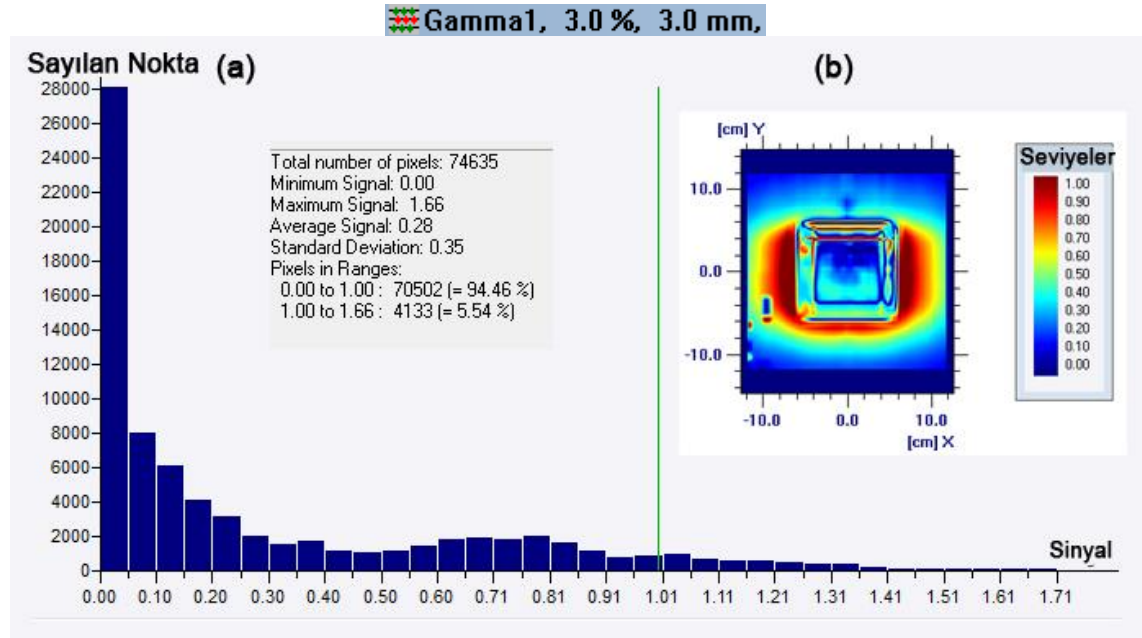


Şekil 4.18. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.



Şekil 4.19. 10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.

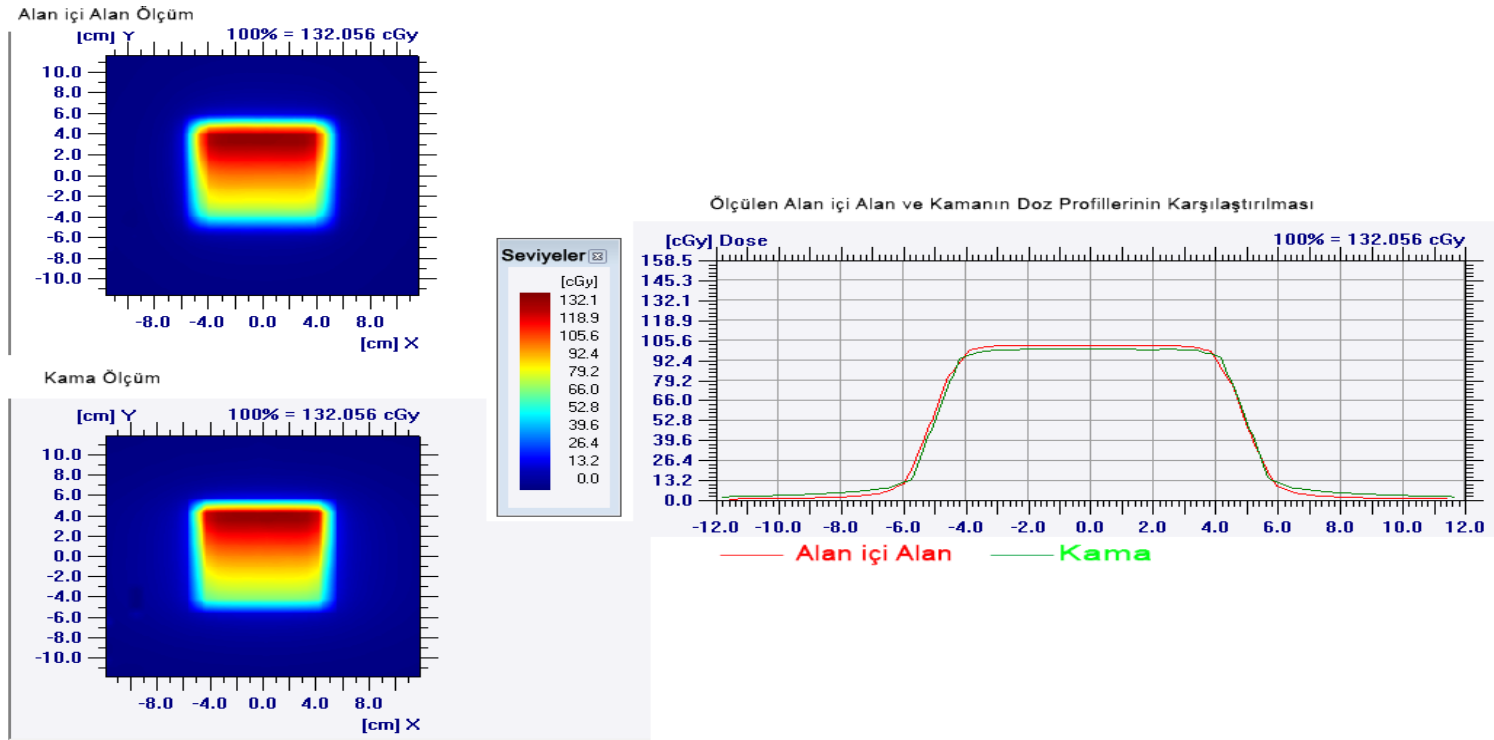
10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonucunun renklendirme skalası ve histogramı Şekil 4.20'de gösterildi.



Şekil 4.20. 10x10 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonuçları (a) Gama analiz histogramı, (b) Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.

Alan-içi-Alan (FIF) ve kama teknikleriyle $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için 18 MV'lik x-ışınlarında elde edilen ölçüm sonuçlarının renklendirme skalası ve doz profillerinin karşılaştırılması Şekil 4.21'de verildi.

06



Şekil 4.21. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) ve kama tekniklerinden elde edilen ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.

4.5. 20x20 cm² Alan için 18 MV'lik X-Işınlarında Alınan Verilerin Karşılaştırılması ve Gama Analiz Sonuçları

20x20 cm² alan için 18 MV'lik x- ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozun hesaplanan dozla yüzdesel karşılaştırılması Çizelge 4.18'de yapıldı. Ayrıca gama analiz sonuçları ve kullanılan MU teknikler açısından değerlendirildi. Kullanılan dozimetrik ekipmanlar hassasiyetleri yüzdesel olarak Çizelge 4.20'de karşılaştırıldı. Tekniklerin kalite kontrolleri ve birbirine göre üstünlükleri Çizelge 4.19'da değerlendirildi.

Çizelge 4.18. 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozun tedavi planlama sistemi (TPS) hesaplan doz değerleri ile yüzdesel karşılaştırmaları.

Konum		18 MV							
		Kama				FIF			
		Nokta Doz		MatriXX		Nokta Doz		MatriXX	
TPS/Ölçüm	%Fark	TPS/Ölçüm	%Fark	TPS/Ölçüm	%Fark	TPS/Ölçüm	%Fark		
20x20 cm ²	İzomerkez	100,0/97,5	2,5 [^]	101,2/100,3	0,9 [^]	99,8/97,7	2,1 [^]	99,9/99,4	0,5 [^]
	Alan kenarı	48,5/40,0	17,5 ^{&}	53,2/52,5	1,3 ^{&}	49,0/44,0	10,2 ^{&}	52,0/51,1	1,7 ^{&}
	Alan kenarı -2,5	99,0/97,0	2,0 ^{\$}	101,2/100,1	1,1 ^{\$}	98,9/97,4	1,5 ^{\$}	100,7/100,0	0,7 ^{\$}
	Alan kenarı +2,5	3,2/8,4	-162,5 [*]	2,7/8,9	-229,6 [*]	1,6/2,0	-25,0 [*]	1,7/2,2	-29,4 [*]
	Alan Kenarı+2	3,7/9,0	-143,2 [%]	3,5/9,9	-182,9 [%]	2,0/2,4	-20,0 [%]	2,1/3,2	-52,4 [%]
	MonitorUnit	315,0 [#]	----	316,0 [#]	----	150,0 [#]	----	151,0 [#]	----
	Gamma analizi	----	----	% 94,46 [£]	----	----	----	% 95,14 [£]	----

[^]İzomerkezde TPS'nin hesapladığı ve ölçülen (gerçek) doz birbirine yakın çıktı.

[&]Alan kenarında TPS'nin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan büyük bulundu.

^{\$}Alan kenarı -2,5 TPS'nin hesapladığı ve ölçülen (gerçek) doz birbirine yakın çıktı.

^{*}Alan kenarı +2,5 ta TPS'nin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan daha küçük (negatif) olarak görülmektedir.

[%]Alan kenarı +2 de TPS'minin hesapladığı doz ölçülen (gerçek) dozdan daha küçük (negatif) olarak görülmektedir.

[#] Kama kullanılan MU Alan-içi-Alan tekniği kullanılandan oldukça büyüktür.

[£] Gamma analiz sonuçları kama ile Alan-içi-Alan teknikleri için kabul kriterleri içinde bulundu.

Çizelge 4.19. 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların farklı tekniklerin, aynı dozimetrik ekipman açısından yüzdesel karşılaştırılmaları.

		18 MV					
		Kama		FIF		Kama-FIF	
20x20 cm ²	Konum	Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz Ölçüm (cGy)	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz Ölçüm %Fark	MatriXX Ölçüm %Fark
		İzomerkez	97,5	100,3	97,7	99,4	-0,2 ^{^^}
	Alan Kenarı	40,0	52,5	44,0	51,1	-10,0 ^{&&}	2,7 ^{&&&}
	Alan Kenarı -2,5	97,0	100,1	97,4	100,0	-0,4 ^{\$}	0,1 ^{\$\$\$}
	Alan Kenarı +2,5	8,4	8,9	2,0	2,2	76,2 ^{**}	75,3 ^{***}
	Alan Kenarı+2	9,0	9,9	2,4	3,2	73,3 [%]	67,7 ^{%%%}

^{^^}İzomerkezde İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{^^^}İzomerkezde MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{&&}Alan kenarında İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden daha küçük çıktı.

^{&&&}Alan kenarında MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

^{\$\$}Alan kenarı -2,5 İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlere yakın çıktı.

\$\$\$ Alan kenarı -2,5 MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlere oldukça yakın çıktı.

** Alan kenarı +2,5 ta İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

*** Alan kenarı +2,5 ta MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

%% Alan kenarı +2 de İyon odası ile kama da ölçülen nokta dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

%% Alan kenarı +2 de MatriXX ile kama da ölçülen iki boyutlu dozlar, FIF'te ölçülenlerden oldukça daha büyüktür.

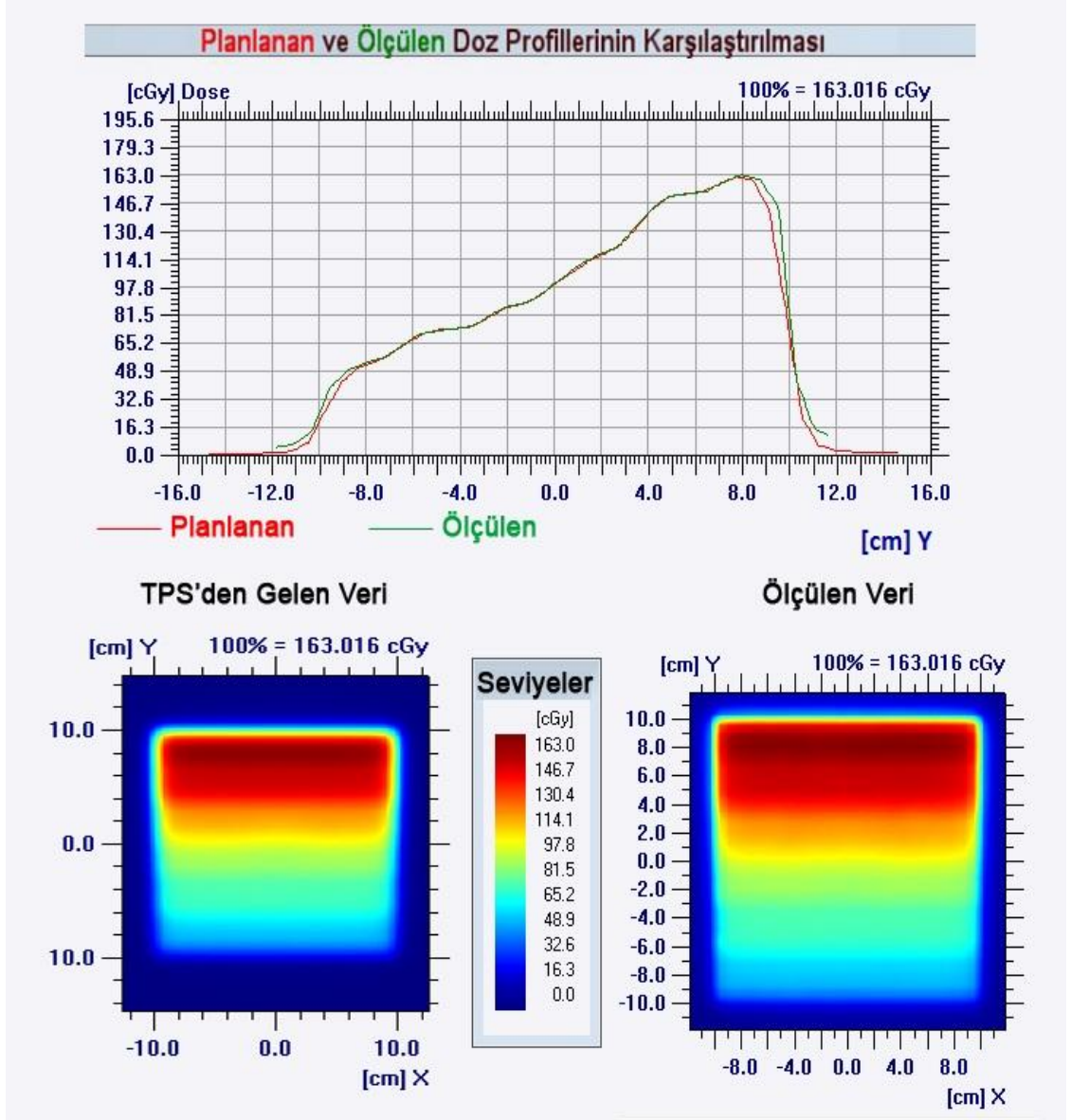
Çizelge 4.20. 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların her bir teknik için kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyetlerinin yüzdesel olarak karşılaştırılması.

		18 MV					
		Kama Nokta Doz	MatriXX Ölçüm (cGy)	Nokta Doz	FIF MatriXX	Kama ND-2D	FIF ND-2D
20x20cm ²	Konum	Ölçüm (cGy)	Ölçüm (cGy)	Ölçüm (cGy)	Ölçüm (cGy)	Ölçüm %Fark	Ölçüm %Fark
	İzomerkez	97,5	100,3	97,7	99,4	-2,9 [@]	-1,7 ^é
	Alan Kenarı	40,0	52,5	44,0	51,1	-31,3 [@]	-16,1 ^é
	Alan Kenarı -2,5	97,0	100,1	97,4	100,0	-3,2 [@]	-2,7 ^é
	Alan Kenarı +2,5	8,4	8,9	2,0	2,2	-6,0 [@]	-10,0 ^é
	Alan Kenarı+2	9,0	9,9	2,4	3,2	-10,0 [@]	-33,3 ^é

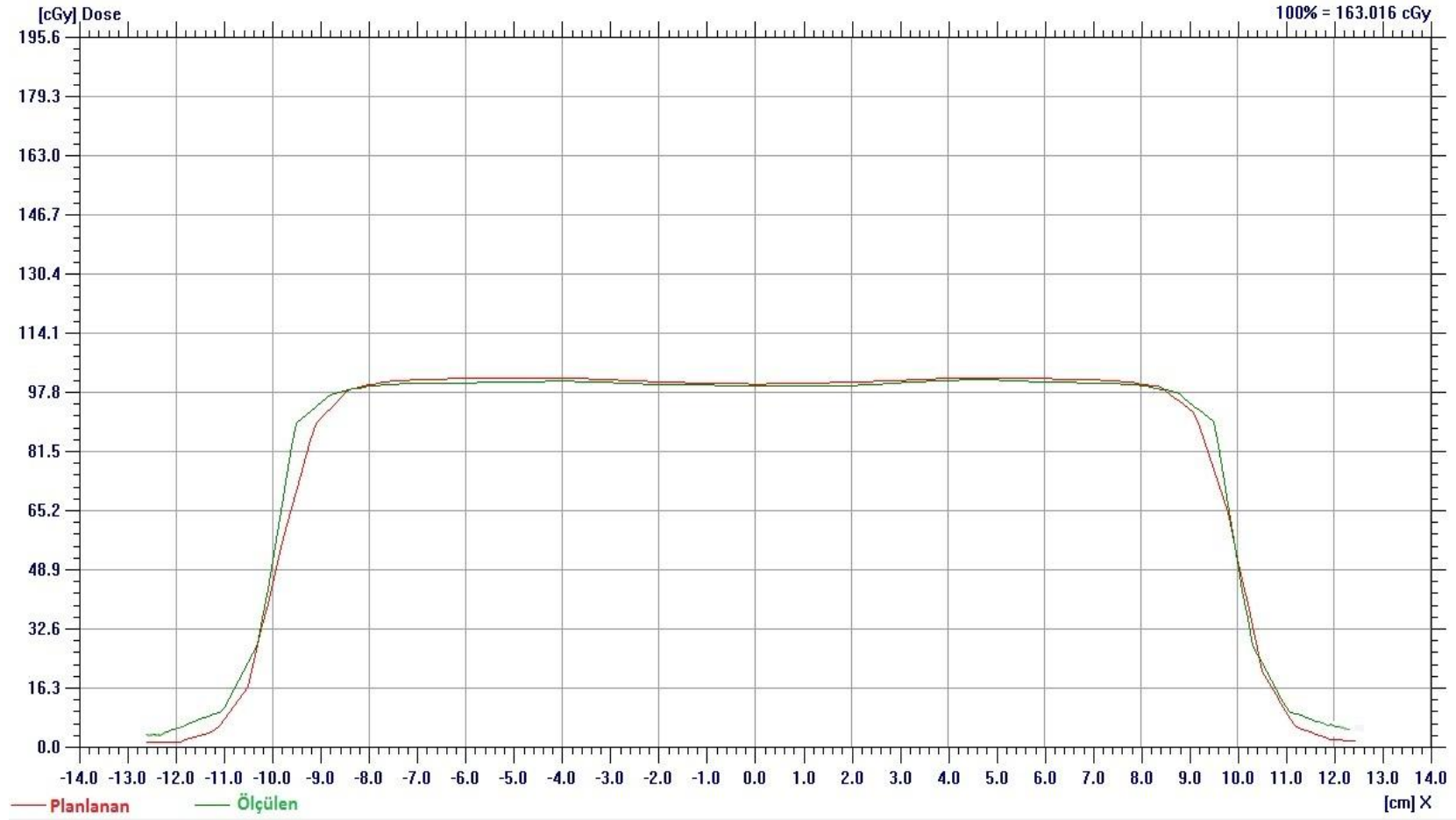
[@]Kama kullanılan yöntemde iyon odası (nokta doz) ile ölçülen değer MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülenden küçüktür.

^éAlan-içi-Alan yönteminde iyon odası (nokta doz) ile ölçülen değer MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülenden küçüktür.

20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen dozların gama analizinde renklendirme skalaları ve doz profillerinin karşılaştırılması sırasıyla Şekil 4.22 ve Şekil 4.23'te gösterildi.

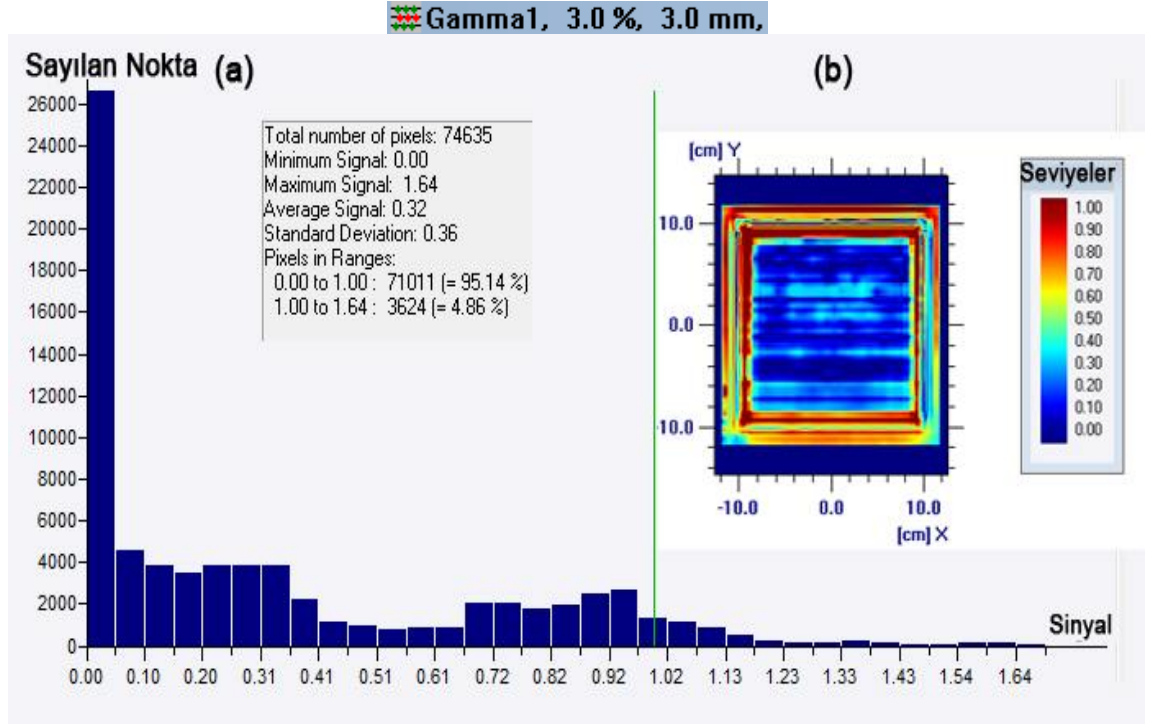


Şekil 4.22. 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.



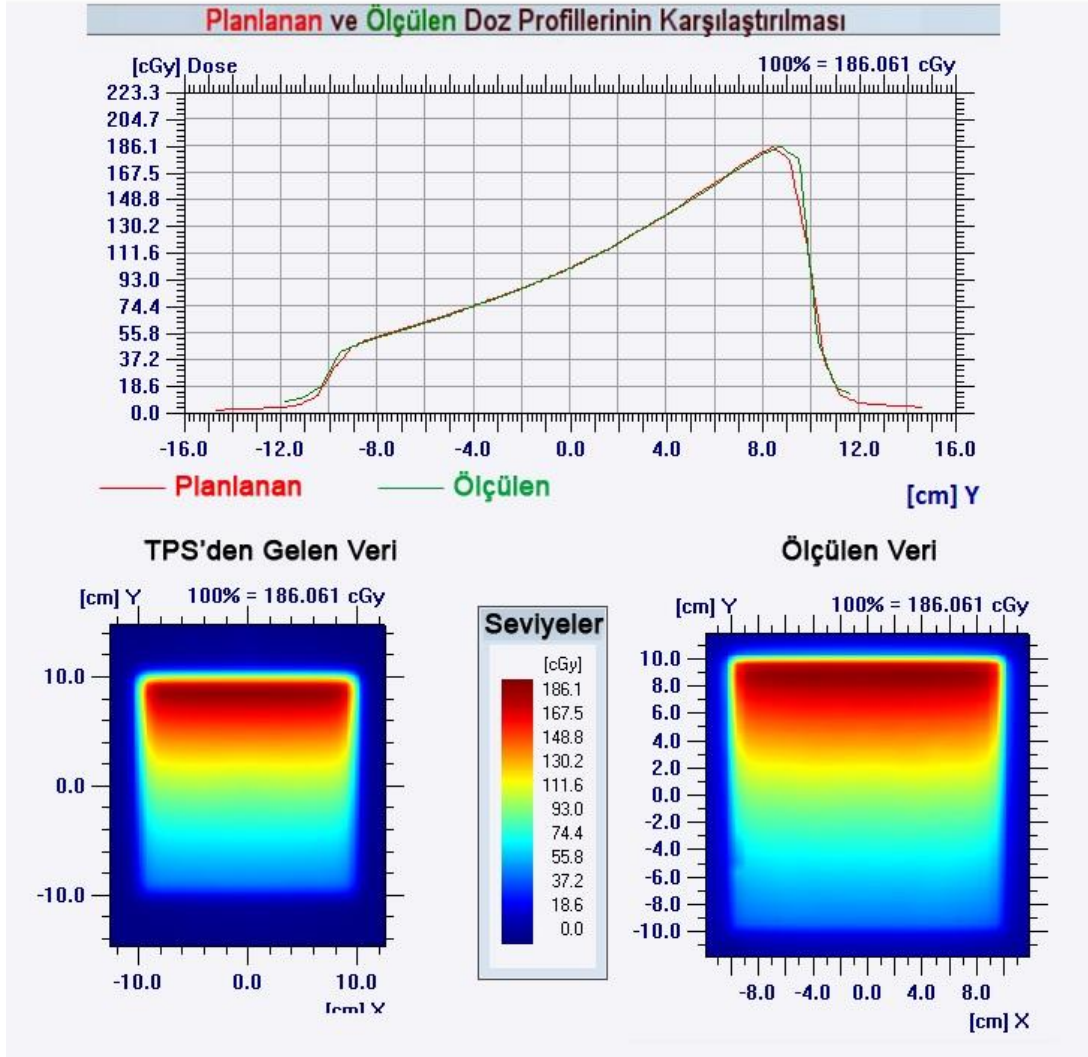
Şekil 4.23. 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması.

Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında gama analiz sonucunun renklendirme skalası ve histogramı Şekil 4.24'te verildi.

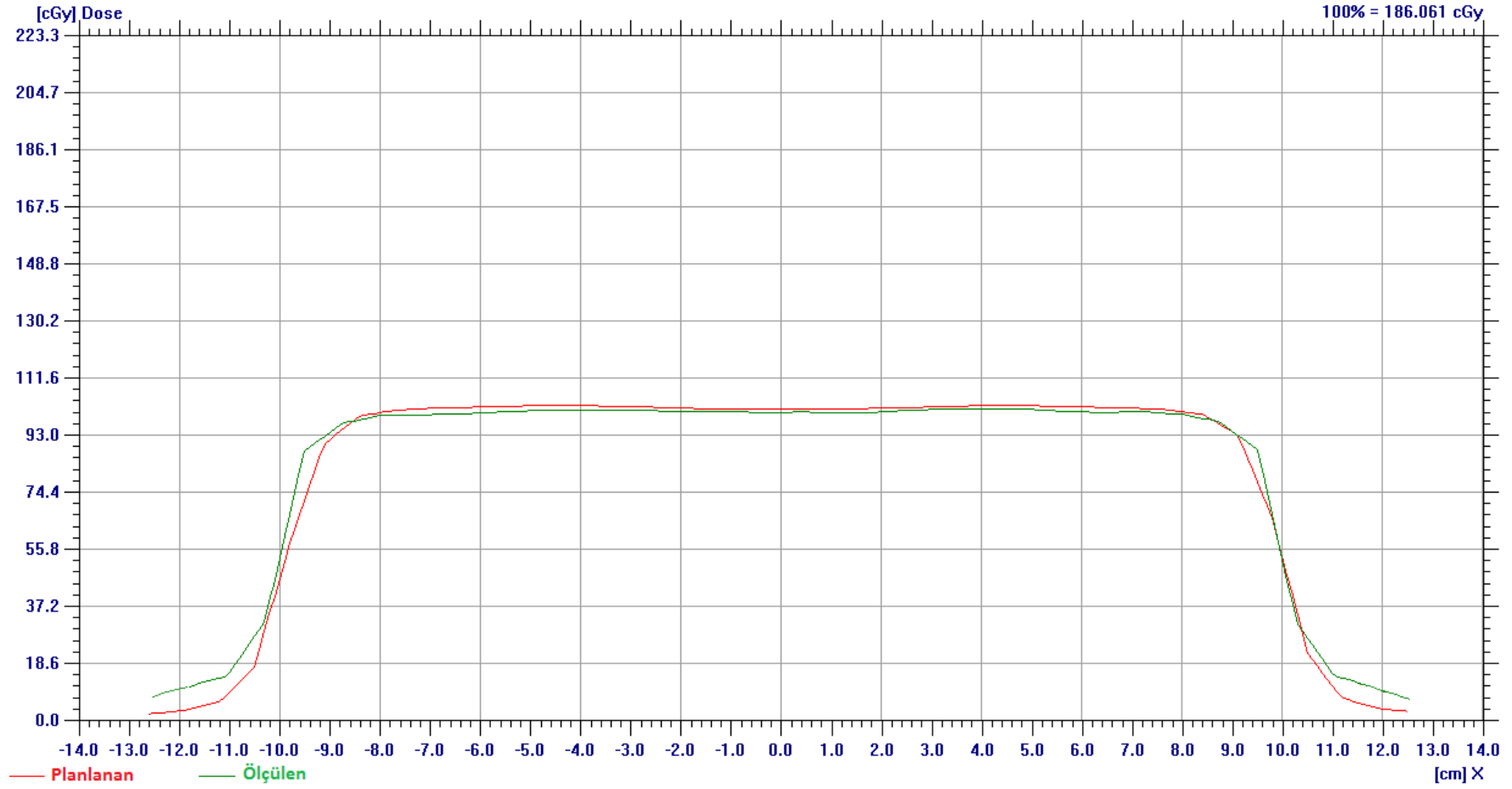


Şekil 4.24. 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) tekniğinin gama analiz sonuçları **(a)** Gama analiz histogramı, **(b)** Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.

Kama tekniğinin 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında planlanan ve ölçülen dozların gama analizinde renklendirme skalaları ve doz profillerinin karşılaştırılması sırasıyla Şekil 4.25 ve Şekil 4.26'da gösterildi.

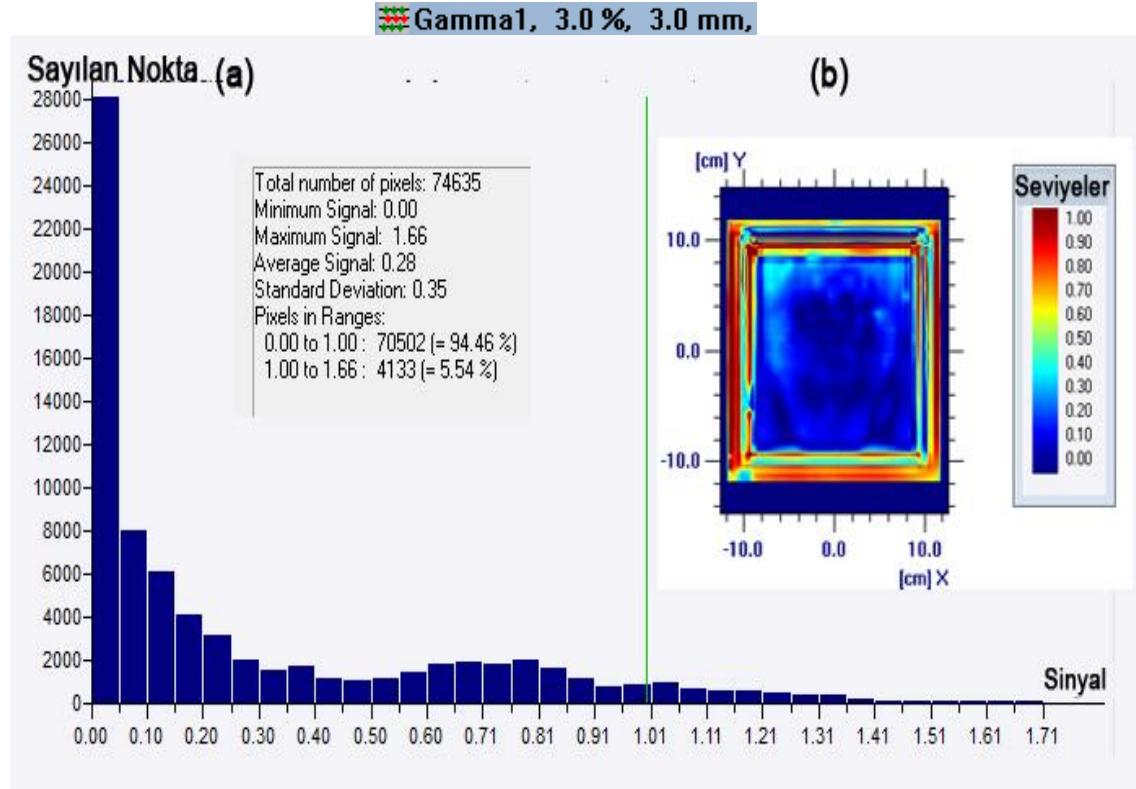


Şekil 4.25. 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen verilerinin gama analizi.



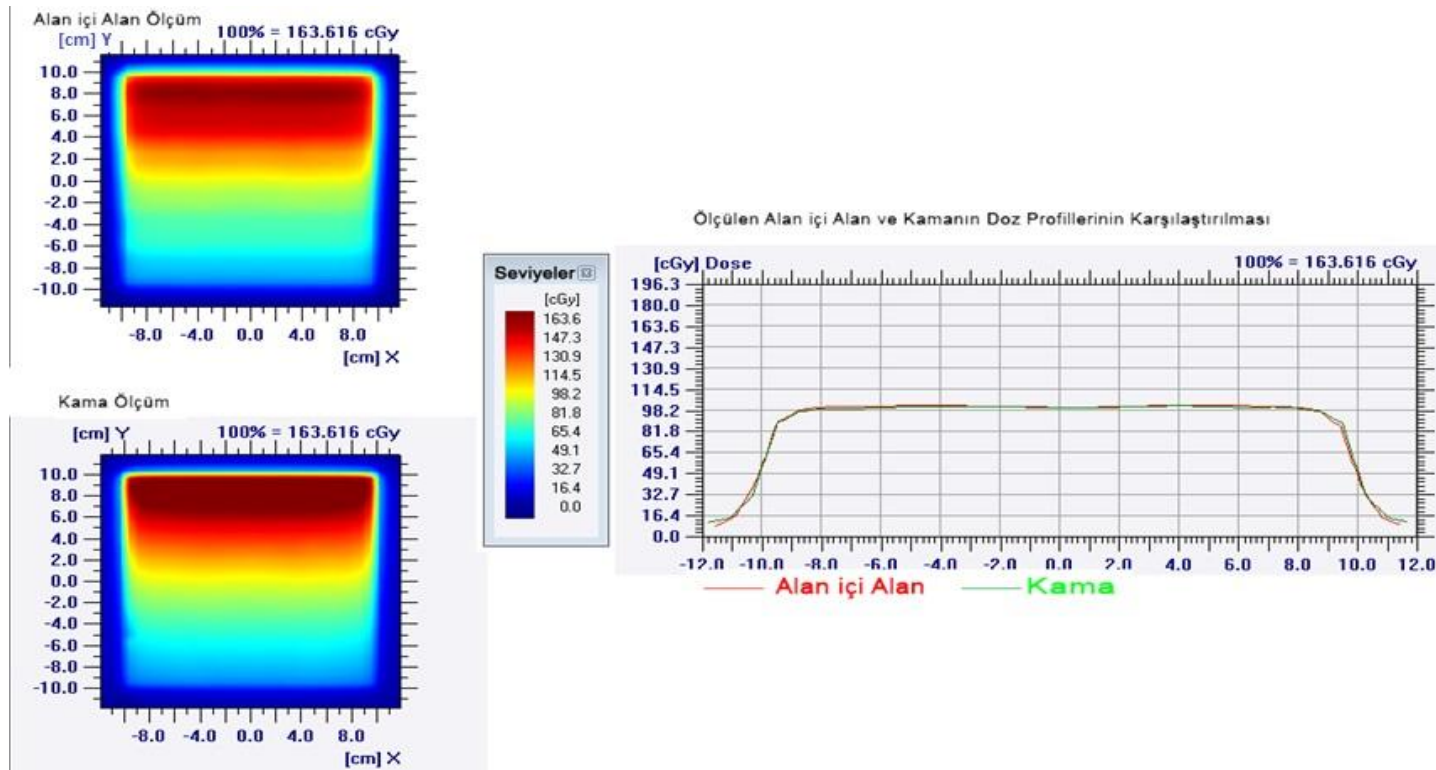
Şekil 4.26. 20x20 cm² alan için 18 MV'lık x-ışınlarında kama tekniğinin planlanan ve ölçülen doz profillerinin karşılaştırılması

20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonucunun renklendirme skalası ve histogramı Şekil 4.27'de verildi.



Şekil 4.27. 20x20 cm² alan için 18 MV'lik x-ışınlarında kama tekniğinin gama analiz sonuçları **(a)** Gama analiz histogramı, **(b)** Gama analiz sonucunun renklendirme skalası.

Alan-içi-Alan (FIF) ve kama teknikleriyle $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alan için 18 MV'lik x-ışınlarında elde edilen ölçüm sonuçlarının renklendirme skalası ve doz profillerinin karşılaştırılması Şekil 4.28'de gösterildi.



Şekil 4.28. $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alan için 18 MV'lik x-ışınlarında Alan-içi-Alan (FIF) ve kama tekniklerinden elde edilen ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

İyonizan radyasyonun kanserojen etkisi için eşik bir doz değeri olmadığından radyasyon tedavisi gören hastalarda tedavi bölgesi dışına saçılan radyasyon dozu önemlidir. Radyasyon dozu, tedavi planlama sistemlerinde kullanılan algoritmaların gelişimiyle daha doğru hesaplanabilmektedir. Alan dışı dozlar, kritik organ dozları gibi durumlarda yaşam kalitesinin yüksekliği ve ikincil kanser riski açısından çok önemlidir.

Radyoterapi tekniklerinin temel prensibi; hedef bölgeye (doku, organ, vb.) reçetelendirilen radyasyon dozunu homojen olarak verirken çevresindeki sağlıklı doku ve organları maksimum ölçüde korumaktır (Khan, 2003). Radyoterapide kullanılan ışın alanları çeşitli şekillere sahiptir. Işın alanları şekillendirilirken, ışın alanlarının tedavi alanını kapsaması amaçlanmaktadır. Genel olarak radyoterapide dört çeşit alan şekli kullanılır. Bunlar; kare, dikdörtgen, dairesel ve düzensiz alanlardır.

Kare veya dikdörtgen alanlarla uzun süre tedaviler yapılmıştır. Fakat tümörün hemen etrafındaki sağlam dokuları korumak için bazı koruyuculara gereksinim duyulmuştur. Bunun üzerine blok, kama (wedge) ve kompensatörler geliştirilmiştir. Uzun yıllar bu teknik sayesinde üç boyutlu tedavi planlama sistemlerinin de gelişmesiyle konformal tedaviler yapılmıştır. Ardından, tümör çevresindeki sağlıklı organ ve dokuları korumak için kullanılan bloklar yerine Çok Yapraklı Kolimatörler (ÇYK) geliştirilmiştir. Bu gelişmelerle beraber Alan-İçi-Alan (FIF) veya yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) gibi yeni teknikler doğmuş ve gelişmiştir (Williams, 2003).

Alan içinde alan tekniği sıcak doz alanlarının ana alanlar altına açılan segmentler ile düşürülerek homojen doz dağılımının sağlandığı YART planlama tekniğine karşılık gelir (Lee ve ark., 2008). Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, üç boyutlu radyoterapi tekniklerinin gelişmiş bir tekniğidir (Meyer, 2007). Yoğunluk ayarlı radyoterapide birincil ışınlama alanları çok yapraklı kolimatörler sayesinde birçok alt alana bölünür. Bölünmüş olan herbir alt alana farklı şiddetlerde radyasyon dozu verilebilir (Khan, 2003; Podgorsak, 2005; Meyer, 2007).

Alan-İçi-Alan tekniği sıcak doz alanları altında alt alanlar açarak ve açtığı bu alanlara ana alanın yoğunluğundan vererek sıcak doz alanların azalmasına neden olur. Alan-İçi- Alan ile kritik organlar daha iyi korunabildiğinden ve tümöre yüksek dozlar

verilebildiğinden, lokal kontrolü artırma ve yan etkileri azaltma açısından önemli avantajlar sağlamaktadır (Korczyńska ve ark., 2010).

Yaptığımız bu araştırmanın sonuçlarını literatürle karşılaştırdığımızda benzer sonuçlar görülmüştür. Literatürden örnek verecek olursak; İncelenen Kanser türüne göre FIF tekniği 3B-KRT göre daha homojen doz dağılımı sağladığı gibi riskli organ dozunu azaltabilir (Yavaş ve ark., 2013).

3B-KRT tanjansiyel meme ışınlamasında FIF tekniğinde kamaya göre PTV(Planlanan Hedef Hacim) anlamlı şekilde daha iyi bir doz dağılımına sahiptir. Ayrıca kritik yapıların aldığı dozlarda anlamlı düşüşler görüldü. FIF tekniği daha avantajlıdır (Ercan ve ark., 2010).

Radyoterapide farklı malignitelerle yapılan çalışmalarda FIF ve kama teknikleri kullanılmış ve benzer dozimetrik sonuçlar vermiştir. Maksimum doz açısından kamalı planlar daha iyidir. FIF tekniğinde MU açısından anlamlı düşüşler görülmüştür. FIF genellikle daha homojen doz dağılımı gerçekleştirmiştir. Radyoterapi tedavi planlamasında FIF tekniğini kama yerine kullanmak mümkündür (Prabhakar ve ark., 2008). 10x10 cm² ve 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x- ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozun, hesaplanan dozla yüzdesel karşılaştırılması yapıldı. Ayrıca gama analiz sonuçları ve kullanılan MU teknikler açısından Çizelge 4.9 ve Çizelge 4.12'de değerlendirildi. Bulunan sonuçlar ışığında FIF tekniğinin daha homojen doz dağılımı sağladığı gibi kama göre MU değerlerinde anlamlı düşüşler meydana geldi. 18 MV'lik x- ışınlarında 10x10 cm² ve 20x20 cm² alan için benzer sonuçlar elde edildi. (Çizelge 4.15 ve Çizelge 4.18'de)

Meme kanseri olan hastalarda yapılan çalışmalarda FIF ve IMRT tekniklerin kama yöntemine göre PTV' de doz dağılımı daha homojen ve kritik organ dozları azaltmıştır.FIF ve IMRT tekniklerinde kamaya göre MU değerlerinde anlamlı düşüş görülmüştür (Baycan ve ark., 2012).

Üst Abdominalmalignitelerinde FIF tekniği kama yöntemine göre homojen doz dağılımına sahiptir. MU değerinde anlamlı bir düşme vardır. Kritik organ dozlarında anlamlı düşüş görülmüştür (Prabhakar ve ark., 2009).

FIF ve kama teknikleri meme radyoterapisinde karşılaştırıldıklarında FIF meme de kamaya göre alanlarda sıcak nokta oluşumunu azaltmış. Bu nedenle FIF tekniği memede daha homojen bir doz dağılımı meydana getirmiştir (Defour ve ark., 2013).

Alan merkezinde planlanan ve ölçülen dozlar arasında yüksek farklar görülmesine de FIF daha yakın sonuçlar vermektedir. Her iki teknikte dozun hızlı değişime uğradığı alan kenarlarında CC04'ün yapısından kaynaklı farklar MatriXX'e göre daha da yüksek çıkmaktadır. Kama, FIF'e göre MU değerlerini ciddi şekilde arttırmaktadır. Özellikle alan dışı ölçülen dozların hesaplanan dozlardan daha yüksek çıkması, modellemeye kamanın ikinci bir kaynak olarak hesaba katılmamasından dolayıdır. Segmentasyon yöntemiyle bu durum giderilebilir. Bu sebeplerden dolayı FIF tekniği daha güvenilirdir (Canbolat ve ark., 2013). Kama ve Alan-içi-Alan teknikleriyle 10x10 cm² ve 20x20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların, aynı dozimetrik ekipman açısından yüzdesel karşılaştırılmaları Çizelge 4.10 ve Çizelge 4.13'te gösterildi. FIF tekniğinin kama göre daha homojen bir doz dağılımı sağladığı gibi alan dışı dozlarda da anlamlı düşüşler sağladığı görüldü. Her iki teknikte dozun hızlı bir şekilde azaldığı alan kenarlarında iyon odasına göre MatriXX ölçümlerinin daha hassas olduğu görüldü. Daha önce yapılan benzer çalışmalarla uyumlu sonuçlar elde edildi. 18 MV'lik x-ışınlarında 10x10 cm² ve 20x20 cm² alan içinde benzer sonuçlara ulaşıldı. (Çizelge 4.16 ve Çizelge 4.19'da)

Birçok çalışmada, film, iyon odası ve MatriXX karşılaştırmaları yapılmıştır. MatriXX'sin hemen sonuç vermesi ve pratikliği sebebiyle büyük avantaj sağladığı söylenmiştir. MatriXX, diğer avantajlarının, yüksek hassasiyet, iyi uzaysal rezülasyon, küçük boyut, basınca karşı etkisiz ve kullanımı kolay bir aparat olduğunu görülmüştür (Jursinic, 2001). 10 x 10 cm² ve 20 x 20 cm² alan için 6 MV'lik x-ışınlarında kama ve Alan-içi-Alan (FIF) teknikleri kullanılarak, iyon odası (nokta doz) ve MatriXX (iki boyutlu doz) ile ölçülen dozların her bir teknik için kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyetlerinin yüzdesel olarak karşılaştırılması (Çizelge 4.11 ve Çizelge 4.14'te) sonucunda MatriXX ile alınan ölçümlerin hassasiyetinin daha iyi olduğu görüldü. 18 MV'lik x-ışınlarında 10 x 10 cm² ve 20 x 20 cm² alan için de benzer sonuçlarla karşılaşıldı (Çizelge 4.17 ve Çizelge 4.20'de).

Bu çalışmada tedavi planlama sisteminde (TPS) homojen doz dağılımları için kullanılan motorize kama ve alan-içi-alan tekniklerinin kalite kontrolleri ve birbirlerine göre üstünlükleri araştırıldı.

Alan merkezlerinde her iki teknik içinde tedavi planlama sisteminin hesapladığı doz ile ölçülen doz arasında yüksek bir fark görülmesi de genellikle Alan-içi-Alan sonuçları daha doğru sonuçlar verdi. Aynı şekilde alan kenarı -2,5'ta planlanan ile ölçülen dozlar arasında bariz bir fark görülmedi.

Alan kenarında planlanan dozlar ölçülen dozlardan büyük çıktı. Alan kenarında iyon odası ile kurulan setlerde planlanan ile ölçülen dozlar arasında fark daha fazladır. Bunun nedeni alan kenarında hızlı doz değişimi ve kullanılan settir. MatriXX ile kurulan setler de planlanan ile ölçülen dozlar birbirine daha yakın çıkmaktadır. Çünkü iyon odasına göre daha homojen bir ortam yaratmaktadır.

Alan dışında tedavi planlama sisteminde hesaplanan ile cihazda ölçülen dozlar arasında fark oldukça büyük çıktı. Ayrıca kullanılan teknik ve dozimetrik ekipman açısından da alan dışı dozlar incelendiğinde Alan-içi-Alan tekniğiyle ölçülen alan dışı dozlar kamaya göre daha azdır. Bu sonuç bize FIF tekniğinin alan dışı dozları azatlığını göstermektedir. Dozimetrik ekipmanı açısından incelendiğinde MatriXX iyon odasına göre daha doğru sonuç vermekte bu da ekipmanların yapısından kaynaklanmaktadır. İki farklı tedavi tekniğinde kullanılan monitor unit (MU) değerleri incelendiğinde aynı set için Alan-içi-Alan tekniğinde MU değerleri daha azdır. Bu durumda hem tedavi süresi hem de cihazda üretilen radyasyon açısından Alan içi Alan tekniği daha avantajlıdır. Bu nedenle kliniklerde hastalara uygulanan tedavi tekniği açısından Alan-içi-Alan tekniğinin kullanılması daha avantajlıdır.

Kullanılan MU açısından bakıldığında Kama tekniğinde kullanılan MU miktarı Alan-içi-Alan tekniğinden oldukça fazladır. Bu da hastanın tedavi süresini uzatmaktadır. Dolayısıyla bu durum hastaların tedavi süresi boyunca oluşabilecek saçılmalardan daha fazla etkilenmesiyle ikincil kanser riskini artırabilir.

MatriXX kullanılarak alınan ölçümlerin gama analizine bakıldığında FIF tekniğinin sonuçları kamaya göre daha iyi çıktı. Bu da bize Alan-içi-Alan yönteminin daha homojen bir doz dağılımı sağladığını göstermektedir.

Bulunan sonuçlar üzerinde hasta verilerinden de faydalanarak daha net bulgular elde edilebilir.Uygulanan teknik açısından aynı hasta gruplarının sağ kalım süreleri ve nüks verileri değerlendirildiğinde daha net sonuçlara ulaşılabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Acar, H., Grdallı, S., Yapıcı, B., Doğan, A., 2006. Farklı foton enerjilerin absorbe doz ölçümlerinin UAEA protokolleri TRS 277 ve TRS 398'e göre karşılaştırılması. **Türk Onkoloji Derneği**, (3):137-142.
- Akdeniz, Y., 2011. **Farklı Tedavi Planlama Algoritmaları Kullanılarak Yapılan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Karşılaştırılması ve Kalite Kontrollerinin Yapılması**, 118 s, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara.
- Andrae, N., 2008. **Commissioning and validation of small subfields in Step-and-shoot IMRT** Thesis for Master of Science in Medical Radiation Physics, Yüksek Lisans Tezi, Sweden.
- Anonim., www.taek.gov.tr/ogrenci/sf5.html İyon odasının çalışma prensibi, 2014.
- Baycan, D., Karacetin, D., Balkanay, A. Y., Barut, Y., 2012. Field-in-field IMRT versus 3D-KRT of the breast. Cardiac vessels, ipsilateral lung, and contralateral breast absorbed doses in patients with left-sided lumpectomy: a dosimetric comparison. **Japanese Journal of Radiology**, (30): 819-823
- Beyzadeoğlu, M., Ebruli C.C., 2008. **Temel Radyasyon Onkolojisi**, Glhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi, 547, s, Ankara.
- Bor, D., 2008 **Görüntüleme Teknikleri 1 Ders Notları**. Ankara.
- Boyer, A. P., Biggs, J., Galvin, E., Klein, T., LoSasso, D., Low, K., Yu, C., 2001. Basic Applications of Multi leaf Collimators. **Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 50. AAPM Report No. 72**,
- Brady, L.W., Heilmann, H.P., Molls, M., 2006. **New Technologies in Radiation Oncology**, Springer-Verlag, 452, s, Germany.
- Canbolat, A., Yener, H., Bilen, E., Çatan, N. İ., Yaşar, S., 2013. Motorize Kama ile Alan-içi-Alan Tekniklerinin Yüksek Enerjili X-Işını Demetlerindeki Davranışlarının Dozimetrik Karşılaştırılması. **14. Medikal Fizik Kongresi**, Antalya
- Çetingöz R., 2013. Temel ve Klinik Radyoterapi Kitabı. (R. Çetingöz, Editr).Trk Radyasyon Onkolojisi Derneği Yayınları., İstanbul.
- Defour, N., Brun, T., Massabeau, M., Lanaspze, C., Carillo, F., Ochoa, S., Delafontan, B., Izar, F., Ferrand, R., 2013. Field in field for the treatment of breast cancer with lymph nodes: A comparative study with conventional radiotherapy using wedge filters. **European Journal of Medical Physics**, (29): 40

- Demir, M., 2008. **Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları**, Bayrak Ofset, İstanbul.
- Dertinger, H. and Jung, H., 1970. "Molecular Radiation Biology", *Springer – Verlag Newyork*.
- Dirican, B., 2009. **İleri Radyoterapi Fiziği Ders Notları**, Ankara.
- Elekta L., 2011. **Kullanım Talimatları - Klinik Modu, Desktop Pro™ R7.01**, Birleşik Krallık.
- Elekta Synergy® Platform., 2005. Reference Material of Elekta Synergy Linear Accelerator Manual, Birleşik Krallık.
- Ercan, T., Iğdem, S., Alco, G., Zengin, F., Atilla, S., Dinçer, M., Okkan, S., 2010. Dosimetric Comparison of Field in Field Intensity-Modulated Radiotherapy Technique with Conformal Radiotherapy Techniques in Breast Cancer.. **Japanese journal of radiology**, 28: 283-289.
- Greene, D., Williams P. C., 1997. **Linear accelerators for radiation therapy.**, Institute of Physics Pub, 265, New York.
- Hendee, W.R., 2005. **Radiation Therapy Physics**, John wiley&sons inc, New Jersey.
- IAEA., 2004. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water (TRS No. 398). **Secondary Standards Dosimetry Laboratories and Hospitals**, 102, (398): 1-102, Vienna.
- Iba, Dosimetry., 2001. **Detectors for Relative and Absolute Dosimetry.** Scanditronix Wellhöfer- Germany.
- ICRU., 1999. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 62. Prescribing, Recording, And Reporting Photon Beam Therapy. **Journal of the ICRU**, (2):47-50, Bethesda, MD:
- I'mRT, MatriXX., 2003. **User Manual of I'mRT MatriXX Scanditronix Wellhöfer- Germany.**
- Izewska, J., Rajan, G., 2005. **Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students**, International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna.
- Jeraj, M. R. V., 2004. Multileaf collimator in radiotherapy. **Radiol Oncol.** 38(3), 235-240, Slovenia.
- Jordan, T., Williams, P., 1994. The design and performance characteristics of a multi leaf collimator. **Physics in Medicine and Biology**, p. 231-251

- Jursinic, P. A., 2001. Implementation of an in vivo diode dosimetry program and changes in diode characteristics over a 4-year clinical history., **American Association of Physicists in Medicine** (8).
- Kachelries, M., 2006. **Clinical X-Ray Computed Tomography**, Germany,
- Khan, F., 2003. **The Physics of Radiation Therapy**. Lippincott Williams and Wilkins, Baltimore, 548, s, MD.
- Kılıç, E., 2011. **Radyasyon Onkolojisi. Hacettepe Üniversitesi**, 28, Ankara.
- Knöös, T., ve Wittgren, L., 1991. Which depth dose data should be used for dose planning when wedge filters are used to modify the photon beam. **Phys. Med. Bio**, 36(2): 255-267
- Korczynska, B.S., Sladowska, A., Bogusz, B.R., Dyczek, S. ve ark., 2010. Comparison between Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) and 3D Tangential Beams Technique Used in Patients with Early-Stage Breast Cancer Who Received Breast-Conserving Therapy. **Reports of Practical Oncology and Radiotherapy**; 15: 79-86.
- Kuter, S., 1984. “Radyoterapide External Işın Tedavisinde Kullanılan Cihazların Sınıflandırılması, Özellikleri ve Yenilikler” ,12-19 ,s, İstanbul
- Krane, K.S., 2002.”Nükleer Fizik 2. Cilt”, *Palme Yayıncılık*, 444-445,s, Ankara.
- Lee, J.W., Hong, S., Choi, K.S., Kim Y.L. ve ark., 2008. Performance Evaluation of Field-In-Field Technique for Tangential Breast Irradiation. **Jpn J Clin. Oncol**; 38(2): 158-163.
- Losasso, T., 2003 Quality assurance of IMRT. A practical guide to intensity modulated radiation therapy. **Medical Physics Publishing**. Madison.
- Martin, E.D., Fiorino, C., Broggi, S., 2007. Agreement criteria between expected and measured field fluences in IMRT of head and neck cancer: the importance and use of the gamma histograms statistical analysis, **Radiother Oncol**, 1016; (85):399–406.
- Meyer, J. L., 2007. **IMRT,IGRT,SBRT-Advances in the Treatment Planing and Delivery of Radiotherapy Cilt 40**. Department of Radiation Oncology, Karger Medical and Scientific Publishers, 437 s, Basel.
- Milli Eğitim Bakanlığı, 2012. **Radyoterapi Uygulama Planı 725TTT093** Milli Eğitim Yayınları, 95, s, Ankara.
- Nill, S., Hinderer, R., Oelfke, U., 2006. **X-IMRT New Technologies in Radiation Oncology**, Springer is part of Springer Science+Business Media, 457 s, Germany.

- Özbay, Ç.R., 2012. **Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlamalarının Dozimetrik Doğruluklarının Farklı Dozimetrik Sistemler Kullanarak Karşılaştırılması** Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Programı Yüksek Lisans, 100 s, Tezi, Ankara,
- Pasquino, M., Borca V.,C., Catuzzo P., Ozzello, F., Tofani, S. T., 2006. Penumbra and leaf positional accuracy in commissioning and quality assurance program of multileaf collimator for Step-and-Shoot IMRT treatments. **Servizio di Fisica Sanitaria, ASL 9, Via Di Vittorio 1** 692, (1); 511516.
- Pelagade, S., Thakur, K., Bopche, T., Bhavsar, D., Patel D, Shah, R., Vyas, R., 2007. Commissioning and quality assurance of a commercial intensity modulated radiotherapy (IMRT) treatment planning system Preceise PLAN. **Turkish Journal of Cancer**, Volume 37. No.(1). 22-26, India.
- Platzman R.L. 1958. **“Radiation Biology and Medicine”**, *Claus-W.D*, Berlin.
- Podgorsak, E. B., 2005. **Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students, Sales and Promotion Unit**, International Atomic Energy Agency,639, s, Vienna.
- Prabhakar, R., Haresh, K. P., Kumar, M., Sharma, D. N., Julka, P. K., Rath, G. K., 2009. Field-in-field technique for upper abdominal malignancies in clinical radiotherapy. **Journal of Cancer Research and Therapeutics**, (5): 20-23.
- Prabhakar, R., Julka, P. K., Rath, G. K., 2008. Field-in-Field technique replace wedge filter in radiotherapy treatment planning: a comparative analysis in various treatment sites. **Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine**, (31): 317-324
- QA, Phantom., 2003. **User’s Guide to the SP34 QA Phantom**. Scanditronix Wellhöfer- Germany.
- Scanditronix, Wellhöfer. 2003. **User Manual of High Performance Reference Class Electrometer Dose 1**, Germany.
- Schegel, W., Bortfeld, T., Grosu, A.L., 2006. **New Technologies in Radiation Oncology**. Verlag Springer, 452 s,Germany.
- Schlegel, W., Grosser, K.H., Haring, P., Rhein, B., 2006. **Beam Delivery in 3D Conformal Radiotherapy Using Multi-leaf Collimators**. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 257-266, s, Germany.
- Svensson, G, K., Bjorngard, B., Larsen, R. D., 1980. A modified three technique for breast treatment. **International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics**, (6):689694.

- Timothy, C. Z., Anders A., Kwok L. L., Allen, L., Chang, M. C. M., Jatinder, R. P., Michael, B. S., Bruce, T. and Ramesh, C. T., American Association of Physicist in Medicine., 1994. AAPM's TG-74 In-air output ratio, Sc, for megavoltage photon beams. **Journal of Medical Physics**: 36,
- Turan, S., 2011, **Yüksek Enerjili X-Işını Demetlerinde (6-15 MV) Sanal Kama Filtreli Alanlarda Dozimetri Parametrelerinin Ölçülmesi ve Tedavi Planlama Verileri Karşılaştırılması**, İstanbul Üniversitesi Temel Onkoloji Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programı Yüksek Lisans Tezi, 78 s, İstanbul.
- Van, Dyk J., Barnett, R.B., Battista, J. J., 2006. **Modern Technology of Radiation Oncology**, 1.cilt. Medical Physics Publishing, 1072 s, Vienna.
- Webb, S., 2001. **Intensity Modulated Radiation**,. Series in Medical Science. Therapy. Institute of Cancer Research and Royal Marsden NHS Trust, Sutton, Surrey, 423, s, United Kingdom.
- Williams P.C., 2003. **IMRT Delivery Techniques and Quality Assurance**. The British Journal of Radiology, California.
- Yavaş, G., Yavaş, Ç., Acar, H. ,Büyükyörük, A., Çobanoğlu, G., Kerimoğlu, Ö., Yavaş, Ö., Çelik, Ç., 2013. Dosimetric comparison of 3-dimensional conformal and field-in-field radiotherapy techniques for the adjuvant treatment of early stage endometrial cancer. **European Journal of Medical Physics**, (29): 577–582.
- Zhu, T.C., Bjarngard, B.E., 1995. The fraction of photons undergoing head scatter in x-ray beams. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, p. 1127-1134.

ÖZGEÇMİŞ

10.05.1984' de Elbistan' da doğdu. İlkokulu; Büyük Dalyan İlköğretim Okulu'nda, ortaokulu; Odabaşı İlköğretim Okulu'nda, liseyi Antakya Merkez 23 Temmuz Lisesi'nde tamamladı. 2006 yılında Çukurova Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü' nü kazandı. 2010 yılında Fizik Bölümü'nden mezun oldu. 2011 yılında Mustafa Kemal Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Yüksek Lisans Bölümü' nü kazandı ve halen eğitimine devam etmektedir.