

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KÜÇÜK ALANLARDA FARKLI FOTON ENERJİLERİNE AİT OUTPUT
FAKTÖRLERİNİN ÇEŞİTLİ DEDEKTÖRLER KULLANILARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı

Yüksek Lisans Tezi

Serdinç AYAN

İZMİR

2018

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KÜÇÜK ALANLARDA FARKLI FOTON ENERJİLERİNE AİT OUTPUT
FAKTÖRLERİNİN ÇEŞİTLİ DEDEKTÖRLER KULLANILARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı

Serdinç AYAN

DANIŞMAN

Prof. Dr. Deniz YALMAN

İZMİR

2018

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Prof. Dr. Deniz YALMAN

Üye : Prof. Dr. Emine Serra KAMER

Üye : Doç. Dr. Zümre ARICAN ALICIKUŞ

Yüksek Lisans Tezinin kabul edildiği tarih: 04.07.2018

ÖNSÖZ

Teknolojinin gelişimi ile birlikte radyoterapide yoğunluk ayarlı radyoterapi ve stereotaktik tedaviler gibi küçük radyasyon alanlarının sıklıkla kullanıldığı gelişmiş tedavi teknikleri daha yaygın bir şekilde uygulanmaya başlamıştır. Küçük radyasyon alanlarının dozimetrisi konvansiyonel radyasyon alanlarınıninkine göre daha karmaşıktır. Ayrıca konvansiyonel alanların dozimetrisinde kullanılan dedektörler küçük alanlar için kullanıldığında beraberinde daha fazla hata payı getirmektedir. Bu açıdan küçük radyasyon alanlarının doğru dozimetrisi için kullanılacak dedektörlerin seçimi oldukça önemlidir.

Sağlık fiziği alanında yapılan bu çalışmada fizik konularının yanı sıra temel düzeyde tıbbi uygulamalara yönelik bilgiler de verilmiştir. Çalışmada farklı hacimlere sahip beş adet iyon odası ile termoluminesans dedektörler kullanılmış ve bu dedektörlerden elde edilen veriler karşılaştırılmıştır. Çalışmanın tamamı Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Bu tezin hazırlanmasında yardım ve desteğini benden esirgemeyen danışmanım Prof. Dr. Deniz YALMAN'a, anabilim dalına geldiğim günden itibaren bilgi ve tecrübelerini tüm samimiyetiyle paylaşan değerli hocam Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK'a, klinik bilgilerinden yararlandığım değerli hocam Fiz. Müh. İbrahim OLACAK'a, tezin oluşturulmasında ve dozimetrik ölçümlerde gece gündüz demeden bana yardımcı olan Öğr. Gör. Murat KÖYLÜ'ye, ölçümlerde bana yardım eden arkadaşım Sercan BİLKOLAR'a ve her zaman yanımda olan aileme çok teşekkür ederim.

2018, İZMİR

Serdinç AYAN

ÖZET

KÜÇÜK ALANLARDA FARKLI FOTON ENERJİLERİNE AİT OUTPUT FAKTÖRLERİNİN ÇEŞİTLİ DEDEKTÖRLER KULLANILARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Yoğunluk ayarlı radyoterapi ve stereotaktik tedavi teknikleri gibi gelişmiş radyoterapi uygulamalarında sıklıkla kullanılan küçük radyasyon alanları, genel olarak 4 cm × 4 cm'den küçük boyutlu alanlar olarak kabul edilir. Küçük alanların dozimetrisi; lateral elektronik denge kaybı, dik doz değişimleri ve hacim ortalama etkisi gibi nedenlerden dolayı büyük alanlarınkine göre daha hassas ve karmaşıktır. Bunlardan lateral elektronik denge kaybı ve dik doz değişimleri ışınla ilgili problemlerdir; hacim ortalama etkisi ise dedektörle ilgilidir.

Bu çalışmanın amacı, klinikte mevcut bazı dedektörler kullanılarak küçük alanlarda output ölçümleri için bu dedektörlerden hangilerinin daha uygun olduğunu belirlemektir. Çalışmada TLD ve farklı hacimlerde beş adet iyon odası kullanılmış olup, referans derinlikte (d=10 cm) ve farklı alan boyutları için 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde output ölçümleri alınmıştır. Bu ölçümlerden elde edilen veriler 10 cm × 10 cm referans alan boyutunun output değerine normalize edilerek output faktörü (OF) değerleri bulunmuştur.

Output faktörlerinin istatistiksel analizi SPSS programında, Friedman testi uygulanarak yapılmıştır. Her iki enerji için dedektörleri 6'lı ve 4'lü gruplar halinde karşılaştırdığımızda çok küçük ve konvansiyonel küçük alanların OF değerleri arasında anlamlı farkın olduğu saptanmıştır.

Büyük alanlarda ($\geq 4 \times 4$ cm²) dedektörlere ait OF değerlerinin standart sapması 6 MV için %3'ten küçük, 18 MV için de %2'den küçüktür. Alan boyutu küçüldükçe (<4×4 cm²) dedektörlerin OF değerleri arasındaki fark giderek artmaktadır. Özellikle çok küçük alanlarda ($\leq 1,5 \times 1,5$ cm²) standart sapmalar 6 MV için %10'a, 18 MV için %9'a kadar artmıştır. Mini dedektörler (CC01 ve CC04) mikro dedektörlere (TLD) göre daha büyük hacimli olmasına rağmen hava eşdeğeri yoğunlukta duvar materyaline sahip oldukları için çok küçük alanlardaki OF değerleri her iki enerjide de daha büyüktür. Böylece küçük alan OF ölçümleri için kullanılacak en ideal dedektörün "en küçük hacimli" dedektör olduğunun söylenemeyeceği ve dedektör

seçiminde dedektörlerin etkin ölçüm hacminin yanı sıra yapı materyalinin özelliklerinin de göz önünde bulundurulmasının gerekli olduğu belirlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Radyasyon Dedektörleri; Küçük Alan Dozimetrisi; Output Faktörü



ABSTRACT

COMPARISON OF OUTPUT FACTORS OF DIFFERENT PHOTON ENERGY WHICH USING VARIOUS DETECTORS IN SMALL FIELDS

Small radiation fields which commonly used in advanced radiotherapy applications, such as intensity modulated radiotherapy and stereotactic treatment techniques, are generally considered to be fields smaller than $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$. Small field dosimetry is more sensitive and complex than large fields due to lack of lateral electronic equilibrium, steep dose gradients and volume averaging effect. Lack of lateral electronic equilibrium and steep dose gradients are radiation related problems; the volume averaging effect is related to the detector.

The aim of this study is to determine which of these detectors are more suitable for output measurements in small fields using some clinically available detectors. In the study TLD and five ionization chambers in different volumes were used and output measurements were taken at reference depth ($d = 10\text{ cm}$) and 6 MV and 18 MV photon energies for different field sizes. The data obtained from these measurements were normalized to the output value of the $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ reference field size and the output factors (OF) were found.

Statistical analysis of the output factors was performed by using the Friedman test in the SPSS program. When we compare detectors in groups of 6 and 4 for both energies, it was determined that there is a significant difference between OF of very small and conventional small fields.

Standard deviations of OF for detectors in large fields ($\geq 4 \times 4\text{ cm}^2$) are smaller than 3% for 6 MV and less than 2% for 18 MV. As the field size decreases ($< 4 \times 4\text{ cm}^2$), the difference between the OF of detectors is increasing. Especially in very small fields ($\leq 1,5 \times 1,5\text{ cm}^2$) standard deviations increased to 10% for 6 MV and to 9% for 18 MV. Although the mini detectors (CC01 and CC04) have a larger volume than the microdetectors (TLD), the OF in very small fields are larger on both energies since they have wall material with air equivalent density. Thus, it is determined that the ideal detector to be used for small fields OF measurements can not be said to be the "smallest volume" detector, and that it is necessary to consider the properties of the building material as well as to the effective measurement volume of the detectors in the detector selection.

Keywords: Radiation Detectors; Small Field Dosimetry; Output Factor



İçindekiler

	Sayfa No
1. GİRİŞ	1
2- GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Lineer Hızlandırıcı	4
2.1.1. Gantri.....	7
2.1.1.1. Hedef	8
2.1.1.2. Düzleştirici filtre.....	8
2.1.1.3. Kolimatör sistemi	9
2.1.1.4. Monitör iyon odası	10
2.2. Termoluminesans Dozimetri (TLD)	11
2.2.1 TLD'nin Çalışma Prensibi	11
2.2.2. TLD'nin Özellikleri	12
2.2.3. TLD Okuma Sistemi.....	13
2.2.4. TLD Işıma Eğrisi	15
2.2.5. TLD Kalibrasyonu	17
2.3. İyon Odaları.....	18
2.3.1. Silindirik İyon Odaları	21
2.4. Su Fantomu	22
2.5. Küçük Radyasyon Alanlarının Kullanıldığı Tedavi Teknikleri.....	23
2.5.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)	24
2.5.1.1. Statik YART (Step and Shoot).....	25
2.5.1.2. Dinamik YART	26
2.5.1.3. Volumetrik Ayarlı Ark Tedavi (VMAT)	26
2.5.2. Stereotaktik Tedavi Teknikleri.....	27
2.5.2.1. Stereotaktik Radyocerrahi (SRC)	28
2.5.2.2. Stereotaktik Radyoterapi (SRT).....	30
2.6. Output Faktörleri	31
2.6.1. Output Ölçümleri.....	32
2.6.2. Output Faktörleri ve Monitor Unit Hesaplamaları.....	34

3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. Araç ve Gereçler	35
3.1.1. Lineer Hızlandırıcı	35
3.1.2. Dozimetri Sistemleri	36
3.1.2.1. Termoluminesans Dozimetri Sistemi	36
3.1.2.2. İyon Odaları Dozimetri Sistemi	38
3.1.2.3. Su Fantomu Sistemi	43
3.2. Yöntem	44
3.2.1. TLD Ölçümleri	44
3.2.2. Iba CC01 Ölçümleri	46
3.2.3. Iba CC04 Ölçümleri	48
3.2.4. Iba CC13 Ölçümleri	49
3.2.5. Iba FC-65G Ölçümleri	50
3.2.6. PTW Semiflex 31010 Ölçümleri	51
4. BULGULAR	53
4.1. Analiz	73
5. TARTIŞMA	75
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	82
KAYNAKLAR	84
ÖZGEÇMİŞ	90

Tablolar Dizini

1. Iba CC01 iyon odasının özellikleri.	38
2. Iba CC04 iyon odasının özellikleri.	39
3. Iba CC13 iyon odasının özellikleri.	40
4. Iba FC-65G iyon odasının özellikleri.....	41
5. PTW Semiflex 0,125cc iyon odasının özellikleri.	42
6. 6 MV enerjili foton demeti için çeşitli alanlarda farklı dedektörler kullanılarak ölçülen doz değerleri.	53
7. 6 MV enerjili foton demetleri kullanılarak, çeşitli alanlarda farklı dedektörler için elde edilen output faktörü değerleri.	54
8. 6 MV için her alanda ortalama output faktörü, standart sapması, dedektörlerin ortalamadan farkı ve yüzdesi.	61
9. 18 MV enerjili foton demeti için çeşitli alanlarda farklı dedektörler kullanılarak ölçülen doz değerleri.	64
10. 18 MV enerjili foton demetleri kullanılarak, çeşitli alanlarda farklı dedektörler için output faktörü değerleri.....	65
11. 18 MV için her alanda ortalama output faktörü, standart sapması, dedektörlerin ortalamadan farkı ve yüzdesi.	70
12. 6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri kullanılarak elde edilen çok küçük ve konvansiyonel küçük alanların output faktörlerinin, kullanılan dedektörlerin 6'lı, 4'lü ve 3'lü karşılaştırılması sonucunda oluşan p değerleri.	74

Şekiller Dizini

1. Medikal lineer hızlandırıcının temel yapısı.....	4
2. Modern bir lineer hızlandırıcı şeması.	5
3. Medikal lineer hızlandırıcının genel tasarımı.	6
4. Medikal lineer hızlandırıcıda gantri: a) Hedefin olduğu zamanki durum (X-ışını) b) Hedefin olmadığı zamanki durum (Elektron).....	7
5. Lineer hızlandırıcıda; a) Düzleştirici filtre kullanılmadığındaki doz profili. b) Düzleştirici filtre kullanıldığındaki doz profili.....	8
6. a) Tek kristal yapıya sahip katının enerji bant diyagramı. b) Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan elektronlar ve hollerin tuzaklanması. c) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayınlanması.	12
7. Bir TLD okuma sisteminin şematik gösterimi.	14
8. TLD ışıma eğrisi.	16
9. İyon odasının çalışma prensibinin basit bir gösterimi.	19
10. Gazlı bir dedektörde, uygulanan voltajın bir fonksiyonu olarak, toplanan yükün değişimi.	21
11. Silindirik Farmer tipi bir iyon odasının temel tasarımı.....	22
12. Bağımlı veya bağımsız değişkenin sayısal olduğu durumda kullanılacak parametrik olmayan testlerin seçimi	73

Grafikler Dizini

1. 6 MV foton enerjileri için elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği	55
2. 6 MV foton enerjileri için küçük alanların output faktörü değerlerinin grafiği.	56
3. 6 MV foton enerjileri için büyük alanların output faktörü değerlerinin grafiği.	56
4. 6 MV enerjili foton demetleri için çok küçük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği	57
5. 6 MV enerjili foton demetleri için konvansiyonel küçük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği	58
6. 6 MV enerjili foton demetleri için büyük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği.....	58
7. 6 MV enerjili fotonlarda mikro, mini ve standart dedektörler için çok küçük alanların output faktörlerinin grafiği.....	59
8. 6 MV enerjili fotonlarda mikro, mini ve standart dedektörler için konvansiyonel küçük alanların output faktörlerinin grafiği.	60
9. 6 MV için dedektörlere göre farklı alan boyutlarına ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği.....	62
10. 6 MV için alan boyutlarına göre farklı dedektörlere ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği.....	63
11. 18 MV enerjili fotonlar için tüm alanların output faktörü grafiği.....	66
12. 18 MV enerjili fotonlar için küçük alanların output faktörü grafiği.	66
13. 18 MV enerjili fotonlar için büyük alanların output faktörü grafiği.....	67
14. 18 MV enerjili foton demetleri için çok küçük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği	67
15. 18 MV enerjili foton demetleri için konvansiyonel küçük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği.	68
16. 18 MV enerjili foton demetleri için büyük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği	68
17. 18 MV enerjili fotonlar için mikro, mini ve standart dedektörler kullanılarak elde edilen çok küçük alanların output faktörlerinin grafiği.....	69
18. 18 MV enerjili fotonlar için mikro, mini ve standart dedektörler kullanılarak elde edilen konvansiyonel küçük alanların output faktörlerinin grafiği.....	69

19. 18 MV için dedektörlere göre farklı alan boyutlarına ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği.....	71
20. 18 MV için alan boyutlarına göre farklı dedektörlere ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği.....	72



Resimler Dizini

1. a) Çok yapraklı kolimatör (ÇYK). b) Bir lineer hızlandırıcıda ÇYK ile alan oluşumu.....	9
2. Termolüminesans dedektörler.....	13
3. Eşit aralıklı açılarla oluşturulmuş dokuz foton alanı kullanılan nazofarenks kanserinin YART planının transvers kesit görüntüsü.....	24
4. VMAT tekniği.....	27
5. GammaKnife (a) ve CyberKnife (b) tedavi cihazları.....	29
6. SRC’de immobilizasyon yöntemleri.....	29
7. Elekta Precise lineer hızlandırıcı cihazı.....	35
8. Harshaw TLD-100 termolüminesans dozimetreler.....	36
9. Protherm Kamara TLD fırını.....	37
10. TLD okuyucu, bilgisayar ve azot tüpünden oluşan TLD okuma sistemi.....	37
11. Iba CC01 iyon odası.....	38
12. Iba CC04 iyon odası.....	39
13. Iba CC13 iyon odası.....	40
14. Iba FC-65G iyon odası.....	41
15. PTW Semiflex 31010 iyon odası.....	42
16. Iba Dose 1 ve PTW Unidos elektrometreler.....	43
17. Su tankı ve fantomdan oluşan su fantomu sistemi.....	44
18. Işınlama sırasında TLD’lerin konulduğu su geçirmez kapsüller.....	45
19. TLD kapsüllerini tutan ve su fantomuna takılabilen mekanizma.....	45
20. TLD 100 için su fantomunda ölçüm düzeneği.....	46
21. Su seviyesinden 10 cm derinlikteki TLD kapsülü.....	46
22. CC01 iyon odasının başlık yardımı ile konumlandırılması.....	47
23. Su yüzeyindeki CC01 iyon odası.....	47
24. CC04 iyon odasının su yüzeyinde ve 10 cm derinlikte görünümü.....	48
25. CC04 iyon odasının alan ışığındaki görünümü.....	48
26. Iba CC13 iyon odasının su yüzeyinde başlıklı ve başlıksız görünümü.....	49
27. CC13 iyon odasının 10 cm × 10 cm’lik alandaki konumu.....	50
28. Su fantomuna yerleştirilmiş Iba FC-65G iyon odası.....	50
29. Iba FC65-G iyon odasının su yüzeyinde ve 10 cm derinlikteki görünümü.....	51

30. Su fantomuna yerleştirilmiş PTW 31010 iyon odası.	52
31. PTW 31010 iyon odası su yüzeyinde ve ölçüm noktasında (d=10 cm).	52



KISALTMALAR DİZİNİ

YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
VMAT	Volümetrik Ayarlı Ark Tedavi
SRC	Stereotaktik Radyocerrahi
SRT	Stereotaktik Radyoterapi
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
MC	Monte Carlo
TLD	Termolüminesans Dozimetre
MHz	Megahertz
keV	Kiloelektronvolt
MU	Monitor Unit
LiF	Lityum Florür
R	Röntgen
MeV	Megaelektronvolt
Å	Angström
V	Volt
A	Amper
KERMA	Kinetic Energy Released per unit Mass
PTV	Planning Target Volume
IMAT	Intensity Modulated Arc Therapy
Co-60	Kobalt 60
SSD	Kaynak cilt mesafesi

YDD	Yüzde Derin Doz
OF	Output Faktörü
TMR	Tissue Maximum Ratio
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine
MV	Megavolt
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
TG	Task Group



1. GİRİŞ

Radyasyon tedavisi olarak da bilinen radyoterapide iyonlaştırıcı radyasyon kanser tedavisi için tıbbi olarak kullanılmaktadır. İyonlaştırıcı radyasyon yalnız kanserli dokuya değil sağlıklı dokulara da zarar verir. Bu yüzden radyoterapinin amacı belirli bir tümör volümüne belirli bir radyasyon dozunu çevre sağlıklı dokuda en az hasarla verip tümörü yok etmektir (1).

Radyoterapide x-ışını üretiminde, lineer hızlandırıcıya entegre edilmiş görüntüleme sistemlerinde ve bilgisayar tabanlı tedavi planlamasında çok büyük teknolojik ilerlemeler kaydedilmiştir (2). Konvansiyonel radyoterapide 4 cm × 4 cm'den 40 cm × 40 cm'ye kadar değişen tedavi alanları, gelişmiş radyoterapi tekniklerinde 0,5 cm × 0,5 cm kadar küçük hale gelmiştir (3). Özellikle stereotaktik radyocerrahi (SRC), stereotaktik radyoterapi (SRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve volümetrik ayarlı ark terapi (VMAT) tedavi tekniklerinde küçük ve çok küçük radyasyon alanları sıklıkla kullanılır (4).

Bir tedavi planlama sisteminin commissioning (başlangıç) ölçümlerindeki herhangi bir belirsizlik doz hesaplamasında hataya yol açarak hastaya verilen dozun doğruluğunu etkiler (5). YART, SRT ve SRC tekniklerinde istenilen doz dağılımını elde etmek için genellikle çok küçük segmentler ya da alanlar kullanılır. Bu küçük alanlar için tedavi planlama sisteminin commissioning ölçümlerinde birçok zorluk oluşur. Bu nedenle küçük alanlar için planlama sisteminin modellenmesi büyük alanlarınkine göre daha hassastır. Özellikle kaynak boyutu ve çok yapraklı kolimatör (ÇYK) modellenmesi doz hesaplamasını küçük alanlarda büyük alanlara göre daha çok etkiler (6). Küçük alanlar kullanılarak verilen radyasyon dozunun hesaplanması standart alanlardan çok daha karmaşıktır ve buna 'küçük alan dozimetrisi' denir (1). Küçük alan dozimetri ölçümlerindeki en büyük zorluklardan biri output faktörlerinin doğru olarak saptanmasıdır. Küçük alan output ölçümlerinin doğruluğu yüklü parçacıkların lateral denge kaybı, alan boyutunun fonksiyonu olarak enerji spektrum değişiklikleri, kullanılan dedektörlerin duyarlılıklarındaki değişim ve göz ardı edilemeyen dedektör hacmi nedeniyle sınırlıdır (7, 8, 9).

Küçük alan dozimetrisindeki hataların iki önemli sebebi vardır. Bunlar; ışınla ve dedektörlerle ilişkili sorunlar olarak iki ana başlık altında incelenebilir. Yüklü parçacıkların lateral denge kaybı ve alan boyutunun fonksiyonu olarak enerji

spektrum değişiklikleri ışınla ilgili sorunlardır. Output ölçümlerindeki hatanın büyük bölümü lateral elektron denge kaybı yüzünden oluşur. Uygulanacak düzeltmelerin büyük kısmı lateral elektron denge kaybının telafisini sağlamak içindir **(10)**. Bir hacim içerisine giren ve çıkan elektron enerjisi birbirine eşit ise yüklü parçacık elektron dengesi oluşur. Yüklü parçacıkların sudaki lateral menzilden daha dar alanlarda yapılan ölçümlerde bu denge bozulmaktadır **(11)**.

Lateral elektron dengesindeki bozulma output ölçümünde hataya sebep olur. Küçük alanlarda output ölçümü hatası planlama sistemine yüklenen verilerin hatalı olmasına ve hastaya küçük alanlar kullanılarak verilen radyasyon dozunun hatalı olmasına neden olur. Output faktörü ölçümündeki bu hatalar düzeltme faktörü uygulanarak giderilmelidir.

Output ölçümlerindeki hataları düzeltmek için referans olarak Monte Carlo (MC) algoritma verileri kullanılarak ve en uygun dedektörle ölçüm yapılarak düzeltme faktörleri bulunabilir. Verilen malzemede her bir radyasyon parçacığı için enerji birikimini simüle eden MC metodu küçük alan ölçümlerinin doğrulanmasında kullanılabilir en uygun gereçtir **(12, 13)**. Birçok rapor tarafından küçük alan dozimetrisinde MC algoritması kullanılmasının uygun olduğu gösterilmiştir. Düzeltme faktörünün araştırılmasına olanak sağlayan MC tekniğinde radyasyon dozimetrisinin doğruluğunu geliştirmek için kullanılan dedektörlere ait düzeltme faktörleri elde edilebilir **(14)**. Ölçülen değerler ve MC yardımıyla düzeltme faktörlerinin elde edilmesi kliniklerin doğru küçük alan dozimetrisi yapmasını sağlamada önemli bir basamaktır **(15)**. Eğer bu yapılamıyorsa küçük alan dozimetrisi için eldeki en uygun dedektör seçilmelidir. Küçük alan output ölçümleri için su eşdeğeri olan ve yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip dedektörler en az hata oluşturan dedektörlerdir **(7)**. Farklı dedektörler için 3 cm × 3 cm'den küçük alanlarda output ölçümlerinde belirgin farklılıklar oluşur. Literatürde output faktörleri ölçümlerinde farklı dedektörler arasında 1 cm × 1 cm alanda % 35'e kadar farklılık görüldüğü belirtilmektedir **(7)**. Suya eşdeğer yapıda olmayan diyot dedektör kullanıldığında ikincil elektronların sayısında artış meydana gelir ve output ölçümü olması gerekenden daha fazla çıkar **(10)**. Cranmer-Sarginson ve arkadaşlarının birçok dedektörü MC simülasyonu ile incelediği çalışmada diyot dedektörler için hassasiyet düzeltme faktörlerinin kullanılmasının gerekliliği belirlenmiştir **(16)**. Eğer iyon odası kullanılıyorsa lateral elektron denge kaybının dedektör hacminin büyüklüğü ile

artışına bağlı olarak output ölçümleri olması gerekenden daha az çıkar **(10)**. Mikro iyon odaları ise küçük alan dozimetri için uygundur ancak gürültü sinyali değerlendirilerek gerekli düzeltme yapılmalıdır. Yapısı suya eşdeğer olan diamond dedektör için elde edilen output değerleri olması gereken doğru output değerine çok yakındır ve oluşan bu küçük fark da ortalama hacim etkisinden kaynaklanmaktadır **(10)**. Alfonso ve arkadaşları alan değişimi ile dedektör yanıtındaki farkların hassasiyet düzeltme faktörü kullanılarak düzeltilmesinin gerekliliğini ve metodunu ortaya koymuştur **(17)**. Sıvı iyon odaları ve diamond dedektörler en az düzeltme gerektiren dedektörlerdir. Küçük alanlar için önerilen ve düzeltme faktörü gerektirmeyen dedektör yoktur. Ayrıca küçük alan output faktörü ölçümleri için hiç bir dedektörün tam olarak ideal olduğu söylenememektedir **(7)**. Bununla birlikte literatürde hangi dedektör için hangi düzeltmenin uygulanacağı konusunda bir uzlaşma yoktur **(18)**.

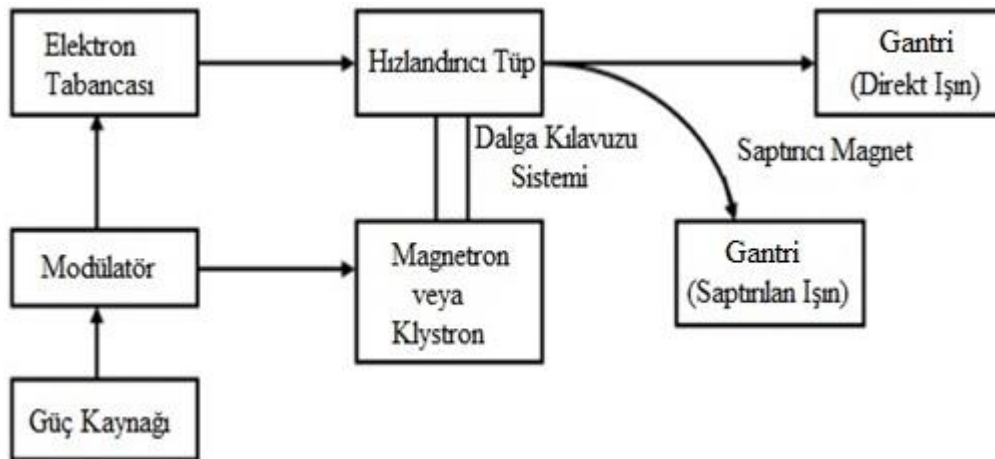
Bu çalışmada termoluminesans dozimetre (TLD) ve farklı hacimlere sahip iyon odaları kullanılarak her bir dedektöre ait output değerleri su fantomunda belirlenecek, bu veriler yardımıyla alan boyutu ve dedektör tipine göre output faktörleri karşılaştırılarak aralarındaki farklılıklar tayin edilip dedektöre özel output düzeltme faktörü kullanılmasının gerekli olup olmadığı saptanacaktır.

2- GENEL BİLGİLER

2.1. Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcı (linak) doğrusal bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak elektronlar gibi yüklü parçacıkları hızlandırıp, yüksek enerjili elektron ve x-ışını üretmek amacı ile kullanılan cihazlardır (19).

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazının temel yapısı **Şekil 1**'de görülmektedir. Güç kaynağı modülatöre doğru akım, modülatör de şebekeye pulslu (atımlı) akım sağlamaktadır. Bu akım modülatörde bulunan hidrojen thyatron lambaları ile elde edilmektedir. Modülatörden çıkan bu akım elektron tabancasına ve magnetron veya klystron tüplerine iletilmektedir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır ve yüksek güç osilatörü gibi çalışmaktadır. Klystron ise mikrodalga yükselticisidir ve düşük güç osilatörlerine ihtiyaç duymaktadır. Magnetron ve klystronda oluşturulan mikrodalgalar, basınçlı gazla doldurulmuş taşıyıcı dalga kılavuzu ile hızlandırıcı tüpe taşınmaktadır. Lineer hızlandırıcılarda 3000 MHz'lik mikrodalgalar kullanılmaktadır. Mikrodalgalarla eş zamanlı olarak, elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılması ile termoiyonik yayınımla elde edilen elektronlar bir potansiyel fark altında hızlandırılarak 50 keV'lik enerji ile hızlandırıcı tüpe gönderilirler (19).

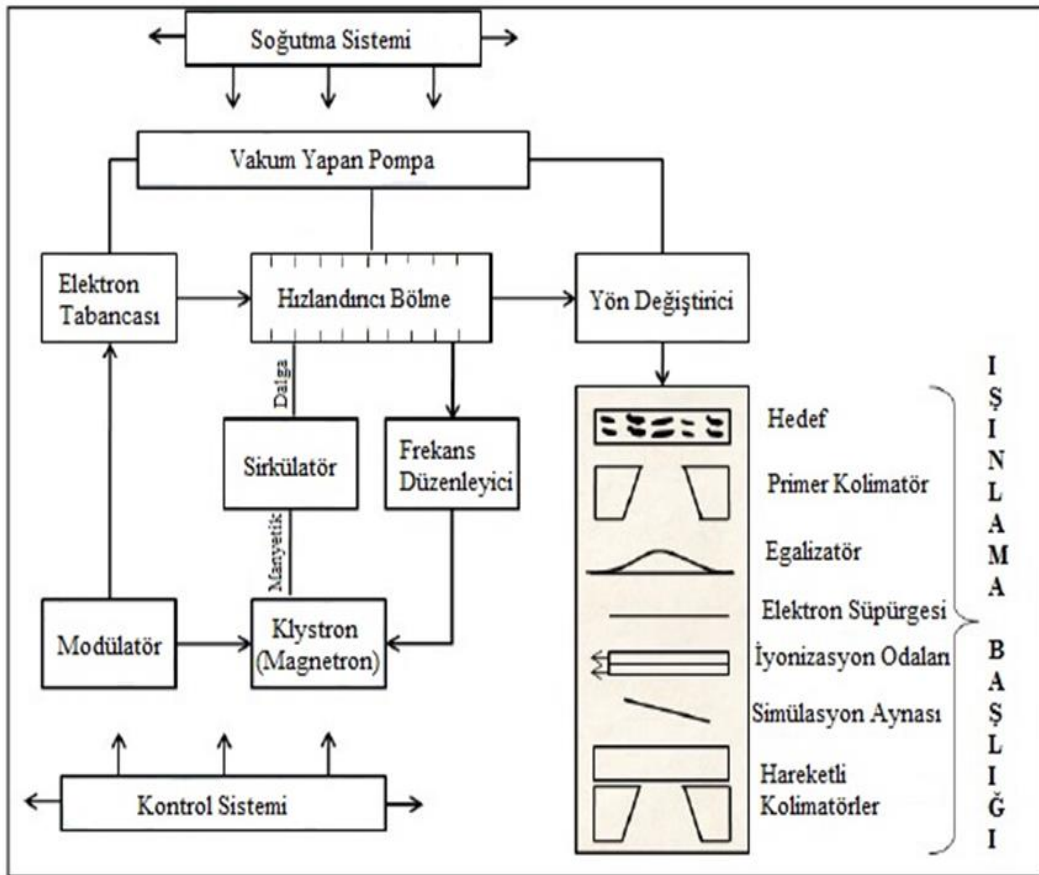


Şekil 1. Medikal lineer hızlandırıcının temel yapısı.

Genellikle bakırdan yapılan hızlandırıcı tüpe yüksek oranda vakum uygulanmaktadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar, sinüsel elektrik alandan enerji kazanırlar (19).

Hızlandırılan elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar elde edilmektedir. Elektronlar hızlandırıcı tüpün sonuna geldiklerinde, maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Yüksek enerjili medikal linear hızlandırıcılarda yatay olarak yerleştirilmiş uzun hızlandırıcı tüp bulunmaktadır. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek ve daha küçük boyutlara sahip cihazlar üretmek amacı ile hızlandırılmış elektronlar 90° ve 270° saptırıcı mıknatıslar ile saptırılarak hedef üzerine ya da hızlandırıcı tüpün dışına doğrudan gönderilmektedirler (19).

Şekil 2’de bir linear hızlandırıcının şematik gösterimi verilmiştir.

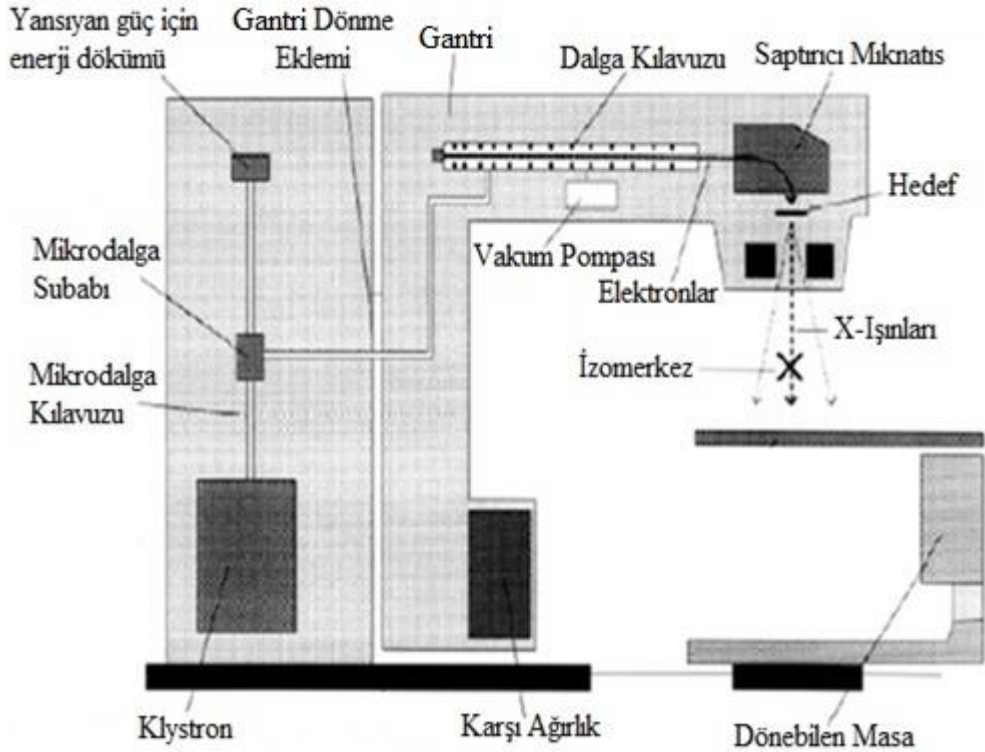


Şekil 2. Modern bir linear hızlandırıcı şeması.

Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar doğrudan yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabilceği gibi, bu elektronlar yüksek atom numaralı metal disk şeklindeki bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x-ışınları da elde edilebilmektedir. Elektron tedavilerinde elektron demeti bir saçıcı tabakaya çarptırılarak homojen elektron dağılımı sağlanacak şekilde genişletilmektedir. Hızlandırılmış elektronlar hedefte durdurulduğunda ise frenleme (bremsstrahlung) x-ışınları oluşmaktadır. Frenleme ışınması olayında, gelen elektron yavaşlayarak enerjisini kaybeder ve bu enerji x-ışınının spektrumuna dönüşür (19).

Bir lineer hızlandırıcıda lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını ayarlamak için soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için iyon odası pompası, pnömatik (havalı, hava basınçlı) sürücüler için basınç sistemi ve iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını artırmak için gaz sistemi de önemli diğer sistemlerdir (19).

Bir medikal lineer hızlandırıcının genel tasarımı Şekil 3'te verilmiştir.

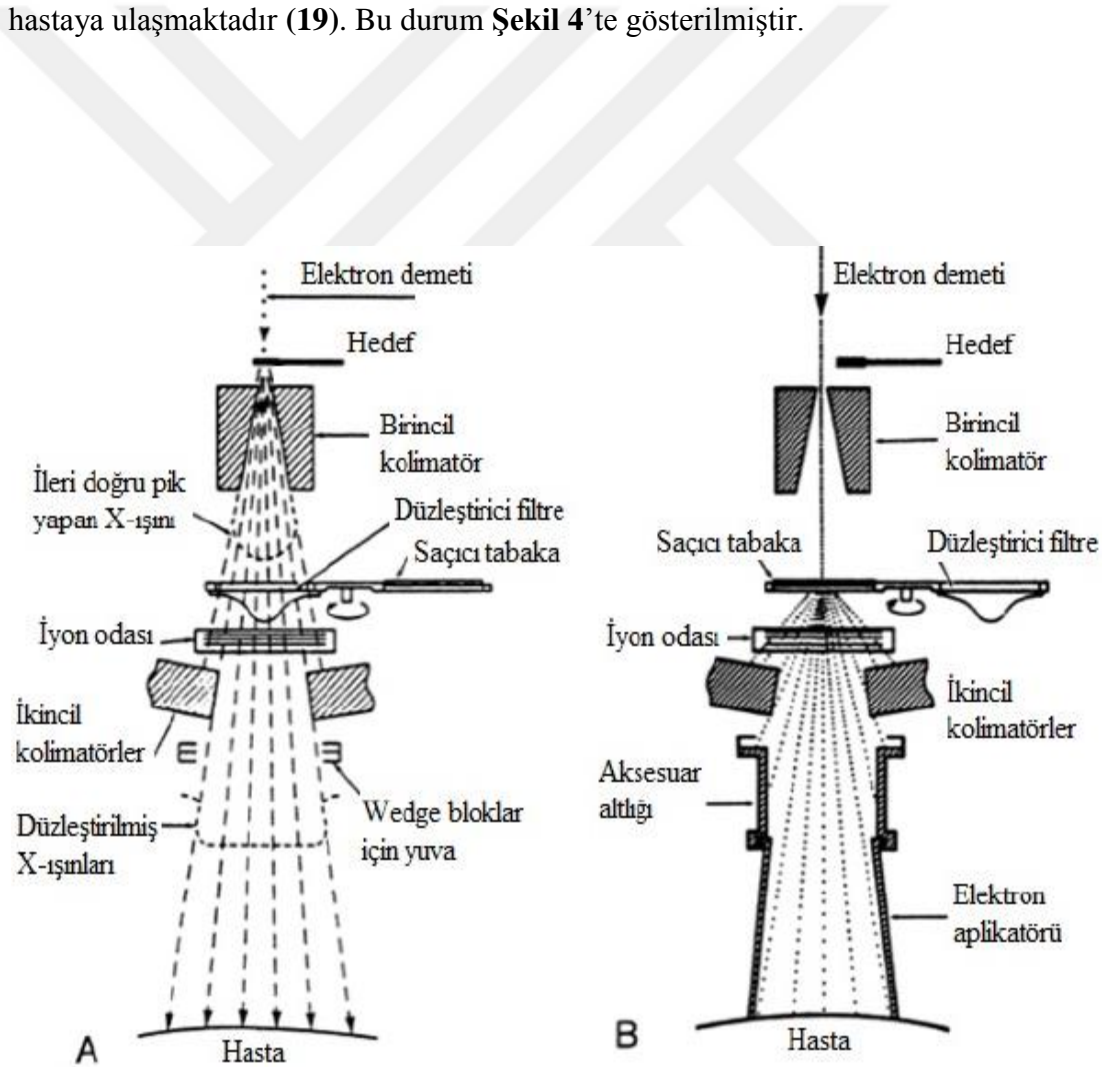


Şekil 3. Medikal lineer hızlandırıcının genel tasarımı.

2.1.1. Gantri

Gantri (lineer hızlandırıcı tedavi cihazının ışınlama başlığı) kurşun, tungsten veya kurşun-tungsten karışımından yapılmış kalın bir koruyucu tabaka içermektedir. Genel olarak bir gantrinin içinde hedef, birincil kolimatörler, düzleştirici filtre, saçıcı filtre, monitör iyon odaları, ikincil kolimatörler ve kolimatörün altında kama filtre ve koruyucu blok tepsi takılması için özel yerler bulunmaktadır (19).

X-ışınları hedeften sonra ilk olarak sabit birincil kolimatörler tarafından kolime edilmektedir ve kolime edilen x-ışını düzleştirici filtreye gelmektedir. Elektron durumunda ise bu filtre kalkmakta ve saçıcı filtre ile yer değiştirmektedir. Sonra x-ışını veya elektron demeti monitör iyon odasını ve hareketli kolimatörleri geçerek hastaya ulaşmaktadır (19). Bu durum Şekil 4'te gösterilmiştir.



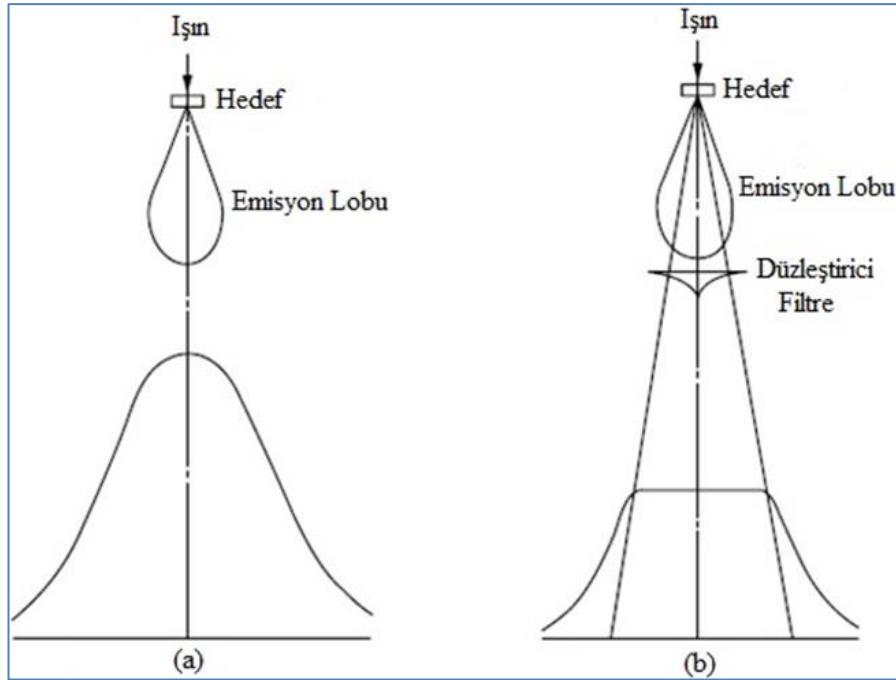
Şekil 4. Medikal lineer hızlandırıcıda gantri: a) Hedefin olduğu zamanki durum (X-ışını) b) Hedefin olmadığı zamanki durum (Elektron).

2.1.1.1. Hedef

Tungsten gibi yüksek atom numaralı maddelerden yapılmış olup metal bir disk şeklindedir. Hızlandırılmış elektron demetlerinin çarptırılmasıyla yüksek enerjili foton demetleri elde etmede kullanılır (20).

2.1.1.2. Düzleştirici filtre

Hedefte üretilen x-ışını demeti tedavi için uygun hale getirilmek amacı ile ayarlanmalıdır. Bu x-ışını demetinin daha uygun hale getirilmesi için hedef hacmi kaplayan doku tarafından kolaylıkla soğurulan düşük enerjili fotonların uzaklaştırılması ve değişmeyen aynı doz profillerini üretmek amacı ile yoğunluk dağılımının değiştirilmesi gerekmektedir. Bu işlemler filtre kullanımı ile gerçekleştirilmektedir (19). Şekil 5'te düzleştirici filtrenin kullanıldığı ve kullanılmadığı durumlar gösterilmiştir.

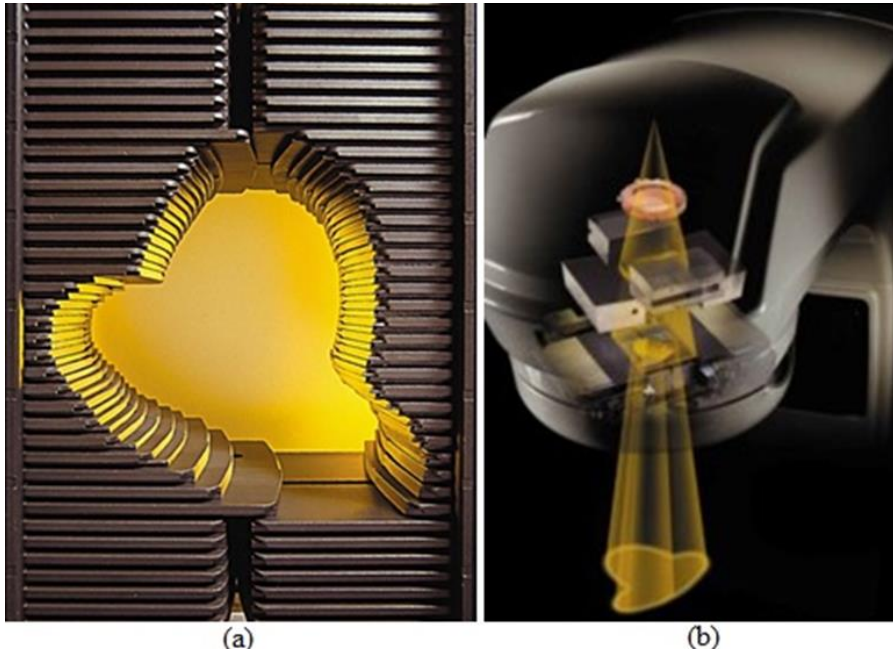


Şekil 5. Lineer hızlandırıcıda; a) Düzleştirici filtre kullanılmadığındaki doz profili. b) Düzleştirici filtre kullanıldığındaki doz profili.

Alan kenarında fantomdan saçılan radyasyonda azalmayı dengelemek amacı ile böyle bir profil demet merkezi ekseninde maksatlı olarak düşünülmüştür. Bu nedenle kalın bölümü merkezi eksene gelecek şekilde bir koni biçimindedir. Bu filtreler genellikle kurşundan yapılmakta olup tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya alaşımları da kullanılmaktadır (19).

2.1.1.3. Kolimatör sistemi

Kolimatörler tungsten ve kurşun gibi yüksek atom numaralı ve yüksek yoğunluklu maddelerden yapılmış bloklardır. Gantri içinde hareketsiz birincil kolimatörler ve hareketli ikincil kolimatörler bulunmaktadır. Birincil sabit kolimatörler x-ışınlarının lineer hızlandırıcının dışına çıkmasına izin verir ve sızıntıyı engellemeye yardımcı olur. Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) denilen ikincil kolimatörler farklı dikdörtgenel alanlar oluşturabilmek için kullanılır (20). **Resim 1**'de çok yapraklı kolimatör ve linakta bu kolimatörler kullanılarak oluşturulan düzensiz bir alan gösterilmiştir.



Resim 1. a) Çok yapraklı kolimatör (ÇYK). **b)** Bir lineer hızlandırıcıda ÇYK ile alan oluşumu.

Bir ÇYK sistemi, her biri tek başına hareket edebilen yaprak çiftlerinden oluşmaktadır. Yaprak çiftlerinin sayısı cihaza göre değişmekle birlikte 40, 60 ve 80 adet olabilir. Yaprak kalınlıkları 6-7,5 cm, uçları yuvarlak veya diverjansa uyumlu olabilir. Bu sayede düzensiz ve asimetrik alan şekilleri oluşturulabilmektedir. ÇYK'ün başlıca avantajları hazırlanmasının daha kısa ve basit olması, tedavi odasına girmeye gerek kalmadan kullanılması ve alan şeklinin kolay değiştirilebilir olmasıdır. ÇYK ile hastanın aynı pozisyonda kalmasını gerektiren tedavi süresi kısaltılmaktadır. Başka bir avantajı da ışınlama sırasında da alan şeklini değiştirebilmesidir. ÇYK sistemlerinin dezavantajları ise yapraklar arası radyasyon kaçağı, daha geniş yarı gölge ve bazı kompleks alan şekilleri üretme problemleridir (20).

2.1.1.4. Monitör iyon odası

İyon odaları, radyasyon dozuna ek olarak, monitör doz hızı ve alan simetrisi gibi çeşitli ışın parametrelerini kontrol etmek amacıyla da kullanılmaktadırlar. Tüm demeti izlemesi için genellikle paralel düzlem iyon odaları kullanılmaktadır fakat bazı lineer hızlandırıcılarda silindirik iyon odaları da kullanılabilmektedir. Medikal lineer hızlandırıcılarda birbirinden bağımsız ve kontrol amaçlı iki ayrı iyon odası sistemi bulunmaktadır (19).

İyon odasının gantri içindeki pozisyonu önemli bir faktördür. İyonizasyon akımı kolimatörler tarafından artırılabilen, kolimatör değişimi ile değişebilmektedir. Bu durum, değişen alan boyutu ile MU (monitor unit: medikal lineer hızlandırıcılarda zaman birimi) başına dozda değişikliğe neden olabilmektedir. İyon odasının farklı kısımlarına iletilen geri saçılmalardaki farklılıklar ışın parametreleri kontrolünü etkileyebilmektedir. Bu etkileri en aza indirmek için, kolimatör ile iyon odası arasına metal plaka konulması ve iyon odası ile kolimatör mesafesinin maksimum yapılması önerilmektedir (20).

2.2. Termolüminesans Dozimetri (TLD)

Termolüminesans dozimetri (TLD), son on yılda kayda değer bir ilerleme kaydetmiştir ve bunda güvenilir dedektör materyallerinin piyasada bulunması ve otomatik okuma (readout) sistemlerinin ticarileştirilmesi belirleyici bir faktör olmuştur. Termolüminesans dedektörler in vivo ölçümler için, çok küçük bir hacim altında yüksek duyarlılık göstermesi ve bir kablo ile bir elektrometreye bağlı olmak zorunda olmaması gibi bir avantaja sahiptir (21). Ayrıca iyon odasının kullanılmadığı doz aralıklarında kullanılabilir olmaları ve dokuların içine ya da vücut boşluklarına doğrudan yerleştirilebilmelerinden dolayı hasta dozimetrisi için çok uygun olmaları da TLD'lerin başlıca avantajlarından (22). TLD'lerin en büyük dezavantajı okuma için gereken sürenin fazla olmasıdır ve bu da iyi bir ekipman seçimi ve iyi bir metodoloji ile önemli ölçüde azaltılabilir (21).

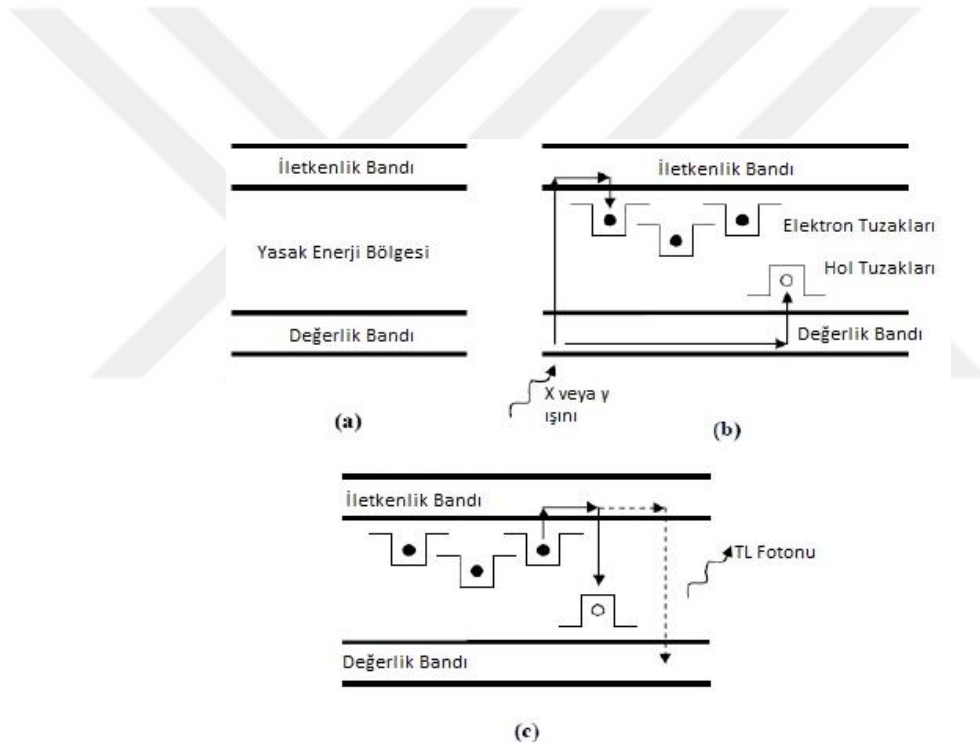
TLD malzemeleri birçok şekil ve boyutta bulunabildikleri için “build-up” (maksimum doz) bölgesindeki, internal tedavi kaynaklarının civarındaki doz dağılımlarının elde edilmesi ve personel dozunun bulunması gibi özel koşullarda kullanılabilirler (22).

2.2.1 TLD'nin Çalışma Prensibi

Termolüminesans dozimetrelerde termolüminesans özellik gösteren bir kristal, iyonlaştırıcı radyasyonla ışınlanıp bir miktar enerji soğurur ve kristal ısıtıldığında bu enerji termolüminesans ışımaya şeklinde geri yayınlanır. Tek kristal yapıya sahip bir katının enerji bant yapısı **Şekil 6**'da gösterilmektedir. Değerlik bandı, bağlı durumda bulunan bütün elektronları, iletkenlik (iletim) bandı ise kristal örgü içinde serbestçe hareket edebilen tüm elektronları içermektedir. İletim bandı ile değerlik bandı arasındaki enerji aralığı kuantum teorisine göre yasaklanmıştır. Buna rağmen, termolüminesans özellik gösteren katılarda, kristaldeki yapı bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların ilavesi ile oluşturulan ara enerji durumları vardır. Bu ara enerji durumları holler ve elektronlar için tuzak olarak davranmaktadır (23).

TLD ışındığında, termolüminesans malzemedeki serbest elektronlar ve boşluklar üretilir (24). Değerlik bandında bulunan ve soğurulan radyasyonun enerjisini kazanan elektronlar, aralarında elektron boşlukları bırakarak iletim bandına

çıkarlar ve daha sonra **Şekil 6**'da görüldüğü gibi bu tuzaklara yakalanırlar. Böylece uyarma enerjisinin büyük bir kısmı kristalde depo edilmiş olur **(23)**. Kristal ısıtıldığında, stabil enerji durumundaki tuzaklanmış elektronlar tuzaklardan kurtulmak için yeterli termal enerjiyi kazanır **(24)**. Tuzaklardan kaçan elektronlar daha düşük enerji seviyelerine geçerlerken sahip oldukları enerjiyi görünür bölgede ışık olarak yayınlamaya geri verirler. Buna termolüminesans denir. Termolüminesans olayının gerçekleştiği maddelere TL ışıyıcısı denir. Yayımlanan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon ölçülmüş olur **(22)**. Kristalden yayınlanan ışık miktarı tuzaklardaki elektron ve hollerin sayısı ile orantılıdır **(23)**.



Şekil 6. a) Tek kristal yapıya sahip katının enerji bant diyagramı. b) Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan elektronlar ve hollerin tuzaklanması. c) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayınlanması.

2.2.2. TLD'nin Özellikleri

TL dedektörler doğal yolla ya da etkinleştirici olarak çok küçük bir oranda fosfor ilave edilerek üretilir **(24)**. En yaygın kullanılan TL dedektörler lityum florür

(LiF), lityum borat ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$), kalsiyum sülfat (CaSO_4) ve kalsiyum florür (CaF_2) gibi fosfor ilavesi ile elde edilen dedektörlerdir. Tüm TL malzemeleri toz ya da katı dozimetreler şeklinde mevcuttur (**Resim 2**) (21).



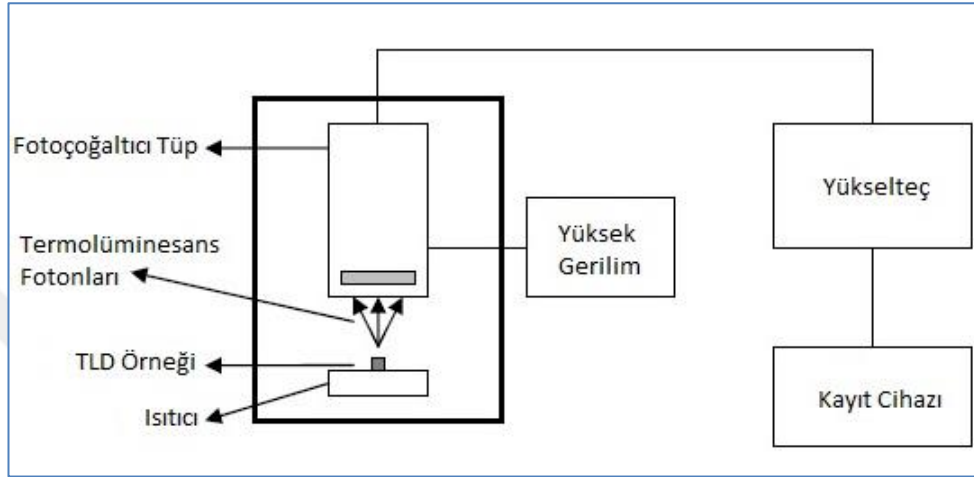
Resim 2. Termoluminesans dedektörler.

Medikal alanda radyasyon doz ölçümünde en yaygın olarak kullanılan termoluminesans madde, etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF'dür. Dokunun etkin atom numarası 7,42 iken LiF'ün 8,14'dür. LiF'ün 10 mR ile 1000 R arasındaki ışınlama dozuna olan yanıtı doğrusaldır ve enerji bağımlılığı azdır. 30 keV ile 1 MeV arasındaki enerji bağımlılığı 1,25'dir. Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetrelerin duyarlılıklarının radyasyon enerjisinden bağımsız olması istenir. LiF'ün radyasyon dozimetresi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri iyi bir enerji yanıtına sahip olmasıdır (23). Düşük enerjili x-ışınlarına yaklaşık %40 aşırı tepki verdiği bilinen LiF, medikal dozimetride 50 yıldan fazla süredir yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (25).

2.2.3. TLD Okuma Sistemi

Termoluminesansı gözlemek için fosforu ısıtmak ve yayılan termoluminesans fotonlarını algılamak gerekmektedir. Bunun için **Şekil 7**'deki gibi bir sisteme ihtiyaç

duyulur. Okuyucuya bağı olarak ısıtma sistemi, bir elektrik akımı ile ısıtılan metal bir destek, izotermal parmaklar, sıcak azot gazı, bir kızılötesi sensör ya da bir lazer ışınından oluşabilir.



Şekil 7. Bir TLD okuma sisteminin şematik gösterimi.

Fosforun ısıtılması için genelde kullanılan üç yöntem vardır:

- Fosfor direkt bir ısıtıcı elemana bağlanır.
- Numune bir tepsiye konarak ısıtılır.
- Numune üzerine sıcak gaz püskürtülür.

Birinci ve üçüncü ısıtma şekilleri toz şeklindeki fosfor için uygun değildir, bu nedenle okuyucuların çoğunda ikinci ısıtma yöntemi kullanılır. Bu yöntemde tepsinin yansıtma, yayma, termolüminesans ışığı üretmesi, yüzey alanı ve kütlesi gibi etkileri göz önüne alınmalıdır. Tepsi oksitlenmişse tepside yansıyan TL'lerden bazıları fotoçoğaltıcı tüpe ulaşır ve TL sinyalinde değişiklik olur. Bu durumda tepsi değiştirilmeli veya temizlenmelidir. Isıtılan fosfor ve tepsi siyah cisim ışımaya, bu da fotoçoğaltıcı tüp ile ilave bir akıma neden olur. Düşük ışımalarda TLD ile ölçüm alındığında bu önemli bir faktördür. Bu etkiyi en aza indirmek için genelde tepsi yüzeyi gümüş ile kaplanır. Isıtıcı tepsinin bütün yüzeyi oksitlenmiş ise oda

sıcaklığında bile etkilenir ve ısıtıldığında TL sinyali verir. Bu sinyal küçük olsa bile düşük ısıtma bölgesinde çalışıldığında büyük hatalara neden olur (23).

2.2.4. TLD Işıma Eğrisi

Işıma eğrisi, zamanın ya da sıcaklığın bir fonksiyonu olarak termolüminesans ışıma şiddetinin bir grafiğidir. Bir ışıma eğrisinin şekli, yeri ve piklerinin sayısı fosfor maddesine bağlıdır. Işıma eğrileri altında kalan toplam alan, fosforun ısıtıldığında yaydığı toplam ışık miktarıyla, bu da fosforun soğurduğu radyasyon dozu ile orantılıdır (22).

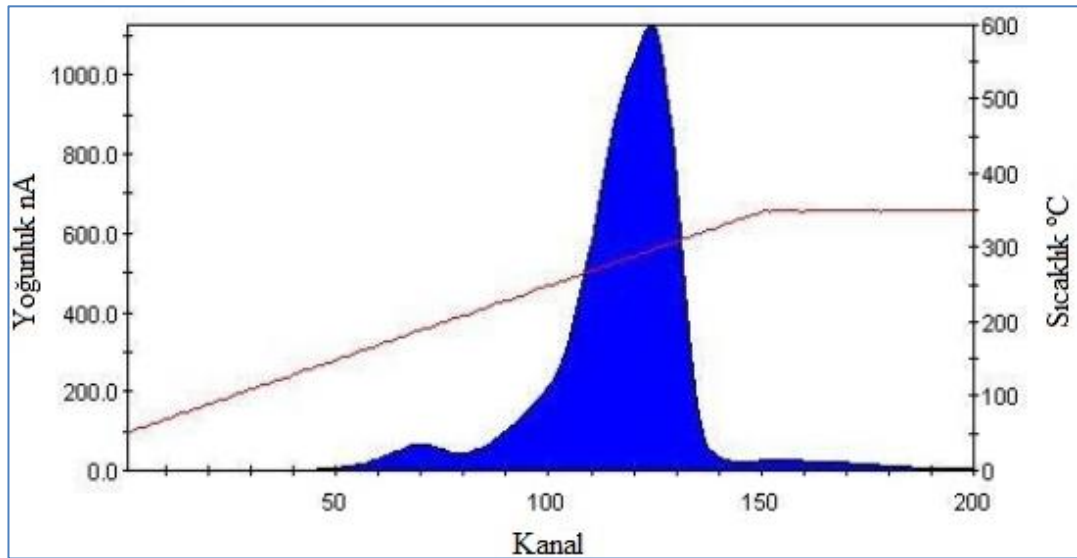
LiF'ün yaydığı termolüminesans ışığın dalga boyu 3500 Å (angström) ile 6000 Å arasındadır. LiF fosforundaki tuzakların farklı enerji seviyelerine sahip olmalarından dolayı ışıma eğrisinde farklı sıcaklıklarda, farklı yarı ömürlere sahip beş pik (tepe noktası) ortaya çıkar. Bu piklerin yarı ömürleri sırasıyla; birinci pik 10 dakika, ikinci pik 10 saat, üçüncü pik 6 ay, dördüncü pik 7 yıl ve beşinci pik ise 80 yıldır. Fosfor 400°C'de bir saat fırımlandıktan ve ışınlandıktan sonra okuma 30 dakika geciktirilirse, yarı ömrünün 10 dakika olmasından dolayı, birinci pik tamamen ortadan kaybolacaktır. Bu durum okuma biraz daha geciktirildiğinde ikinci pik için de geçerli olur. Bu nedenle birinci ve ikinci pik rutin dozimetri çalışmaları için uygun değildir (23).

Işıma eğrisi doğru doz ölçümü yapabilmek için gereklidir. Işıma eğrisinin şeklini etkileyen en önemli faktörler ısıtma hızı ve düzgünlüğü, fosforun büyüklüğü, şekli ve termal iletkenliği, kullanılan kayıt aleti, ışınlamanın düzeyi, radyasyonun tipi, fosforun tavlama ile ışınlanıp okunması arasında geçen zaman ve istenmeyen etkilerdir. Bir fosfor, tüm tuzakların boşaltılması için uygun tavlama yapılmadan tekrar kullanılırsa ışıma eğrisi farklı çıkar. Çünkü okuma sırasında boşalmamış tuzaklardan ilave katkılar gelir (23).

Bütün ticari okuyucular TL salınımını dedekte edebilmek için bir fotoçoğaltıcı tüp kullanır. Fotoçoğaltıcı tüp yayılan TL'yi elektrik sinyaline dönüştürür. Işıma eğrisindeki piklerin altındaki alan direkt olarak fotoçoğaltıcı tüp akımının zaman integrali ile orantılıdır. Numunenin ısıtılmasıyla ortaya çıkan TL fotonları çoğaltıcı tüpün fotokatodunda durdurularak fotoelektrik olay ile elektronları meydana

getirirler. Bu ilk elektronlar diyotlarda çoğaltılır ve sonuçta tüp anodunda voltaj pulsı meydana getirirler. Elektron çoğaltıcı olarak görev yapan fototüpte, katottan salınan her elektron için anotta 1-100 milyon civarında elektron toplanır. Bu sayı veya çıkış voltaj pulsunun büyüklüğü, katoda çarpan TL fotonu sayısı ile orantılıdır. Bu sayının azalmaması için tüpe uygulanan yüksek gerilimin kararlı olması gerekir (23).

Kısaca numuneden çıkan TL fotonları, optik filtreden geçtikten sonra fotoçoğaltıcı tüpte akım oluşturur ve bu akım, numunenin saldığı ışık şiddeti ile orantılıdır. Numunenin yaydığı ışık şiddeti numunenin ışınlandığı radyasyon cinsine, şiddetine ve ışınlama zamanına bağlıdır ve fotoçoğaltıcıda meydana gelen akımın sayesinde sayısal olarak okunur ya da ışıma eğrisi çizilir. Bu eğri, termoluminesans olayı ile numunenin yaydığı ışık şiddetinin sıcaklığa göre değişimini gösterir. Bu eğride görülen piklerin yüksekliği veya altlarında kalan alanlar soğurulan doz ile orantılıdır (23). Şekil 8’de TLD ışıma eğrisi verilmiştir.



Şekil 8. TLD ışıma eğrisi.

Doğada LiF'den başka TLD malzemesi olarak kullanılan kalsiyum florür, kalsiyum sülfat, lityum baret ve alüminyum oksit gibi başka fosforlar da mevcuttur. Bu fosforlardan her birinin kendine özgü ışımaya eğrileri vardır (23).

2.2.5. TLD Kalibrasyonu

Kalibrasyon işlemi TLD okumalarının en önemli kısımlarındandır ve TLD'ler radyasyon ölçümünde kullanılmadan önce kalibre edilmelidirler. Dozimetrelerin hassasiyeti birim doz başına TL şiddeti ve okuyucunun hassasiyeti birim ışık başına foto çoğaltıcı tüp tarafından üretilen yük miktarıdır. Sistem kalibre edilmediğinde her iki hassasiyet de bilinemez. İlk adım okuyucunun hassasiyetini bulmaktır. Bu, TLD'leri iki gruba bölerek yapılır. Birinci grup (dozimetrelerin %1-2'si) kalibrasyon dozimetrelerinden oluşur ve sadece okuyucuyu kalibre etmek için kullanılır. İkinci grup alan dozimetrelerinden oluşur (dozimetrelerin %98-99'u) ve gerçek doz ölçümleri için kullanılır. Okuyucu kalibrasyon faktörü aşağıdaki gibi tanımlanır:

$$RCF = \langle Q \rangle / L \quad (2.1)$$

Burada $\langle Q \rangle$ kalibrasyon dozimetreleri, bilinen miktarda L radyasyona maruz kaldığında ölçülen ortalama yüküdür. L istenilen birimde ifade edilebilir. Bütün TL elemanları aynı hassasiyette üretilemeyeceği için, her birine ayrı ayrı eleman düzeltme katsayısı ECC uygulanmalıdır (22).

$$X_i = (ECC_i / RCF) * Q_i \quad (2.2)$$

Burada Q_i i. elemanın ham okumasıdır ve bu denklem kullanılarak kalibre edilmiş i. elemanın okuması bulunabilir.

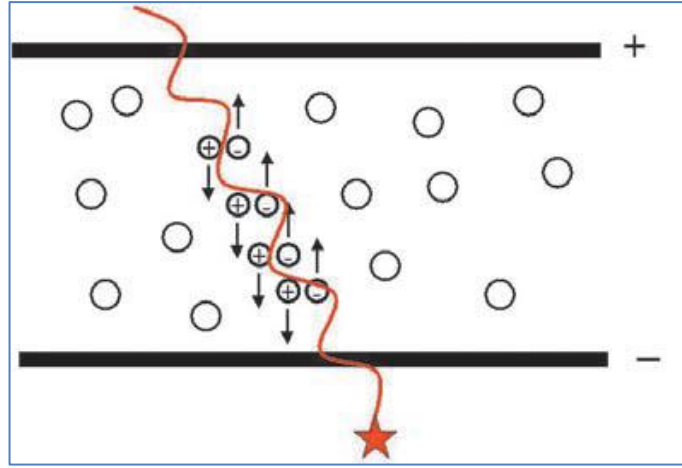
TLD malzemelerinin hassasiyetleri daha önce yapılan radyasyon ölçümleri ve ısıtma işleminden etkilendiğinden artık etkileri yok etmek için malzemelere uygun koşullarda ısıtma işlemi uygulanmalıdır. LiF için standart ışınlatma öncesi ısıtma işlemi koşulu 400°C'de 1 saat ve 100°C'de 2 saattir. Düşük sıcaklık pikleri ışınlatma sonrasında 100°C'de 10 dakika ısıtma işlemiyle yok edilebilir. Bu pikleri yok etme sebebi ışınlatmadan sonra bu piklerin büyüklüğünün diğer piklere kıyasla daha hızlı azalmasıdır. Böylece ana dozimetrik pik daha kararlı hale gelir (22).

Kalibrasyon aynı TLD okuyucu ve aynı ışın ile yaklaşık olarak aynı doz seviyelerinde yapılmalıdır. TLD’de depolanan radyasyon enerjisinin bir kısmı dozimetrenin kullanıldığı süre içinde kaybedilebilir. Bu olaya sönümlenme denir ve TLD’lerde istenmeyen bir durumdur. Tipik olarak, LiF:Mg,Ti için dozimetrik pikin sönümlenmesi ışınlamadan aylar sonra bile %1-2’yi geçmez (22).

Her ışınlama oturumunda her zaman yeni kalibrasyon dedektörlerinin ışınlanması gereklidir ve kalibrasyon TLD’leri toplu olarak ışınlanmalıdır. Kalibrasyon ve dedektörlerin kullanımı arasındaki aralık ne kadar küçük olursa o kadar az hata oluşur. TLD’leri klinikte kullanırken TL yanıtı etkileyecek her sebep için düzeltme faktörleri gereklidir (22).

2.3. İyon Odaları

İyon odası radyasyon enerjisini elektrik sinyaline çeviren bir cihazdır. Bir iyon odası temel olarak 100 V ile 1000 V aralığında çalışan iki elektrot arasındaki bir hava hacminden oluşur (26). Hava teorik olarak mükemmel bir yalıtkan olduğu için elektrotlar arasında elektrik akımı olmayacaktır (24). İyonlaştırıcı radyasyon bu hava hacminde iyon çiftleri oluşturur. Bu iyon çiftleri, elektrik alanın etkisiyle zıt yönde hareket eder ve dedektörün katodu ile anodunda toplanır (Şekil 9). Katoda ve anoda ulaşan iyonlar sinyal ve akım oluşmasına neden olur. Oluşan akımın bir elektrometre tarafından kaydedilmesi ile radyasyondan kaynaklanan iyonlaşma tespit edilmiş olur. İyon odasının içindeki hava hacmi kullanım şekline göre $0,005 \text{ cm}^3$ ile 10000 cm^3 , topladığı akım 10^{-14} A ile 10^{-7} A aralığında değişmektedir (26).



Şekil 9. İyon odasının çalışma prensibinin basit bir gösterimi.

İyon odası radyasyon dozunu belirlemek için radyoterapi ve tanısal radyolojide kullanılmaktadır. İyon odaları, belirli gereksinimlere bağlı olarak çeşitli şekil ve boyutlardadır ve genel olarak aşağıdaki özelliklere sahiptirler:

- Bir iyon odası temel olarak dış iletken duvarla çevrelenmiş hava dolu bir boşluktur ve merkezi bir toplama elektrotuna sahiptir. Duvar ve toplama elektrotu, iyon odasına polarize edici bir voltaj uygulandığında kaçak akımı azaltmak için yüksek kaliteli bir yalıtkan ile ayrılmıştır.
- Sızıntıyı daha da azaltmak için iyon odası içinde genellikle koruyucu bir elektrot sağlanır. Koruyucu elektrot sızıntı akımı keser ve merkezi elektrotu geçerek topraklanmasına izin verir. Aynı zamanda yük toplamada elde edilen avantajlar ile iyon odasının aktif ya da hassas hacminde gelişmiş alan bütünlüğü sağlar.
- Açık hava iyon odaları ölçümleri, ortamdaki sıcaklık ve basınçla değişen iyon odası hacmi içindeki hava kütleindeki değişimin hesaplanması için basınç ve sıcaklık düzeltilmesi gerektirir (27).

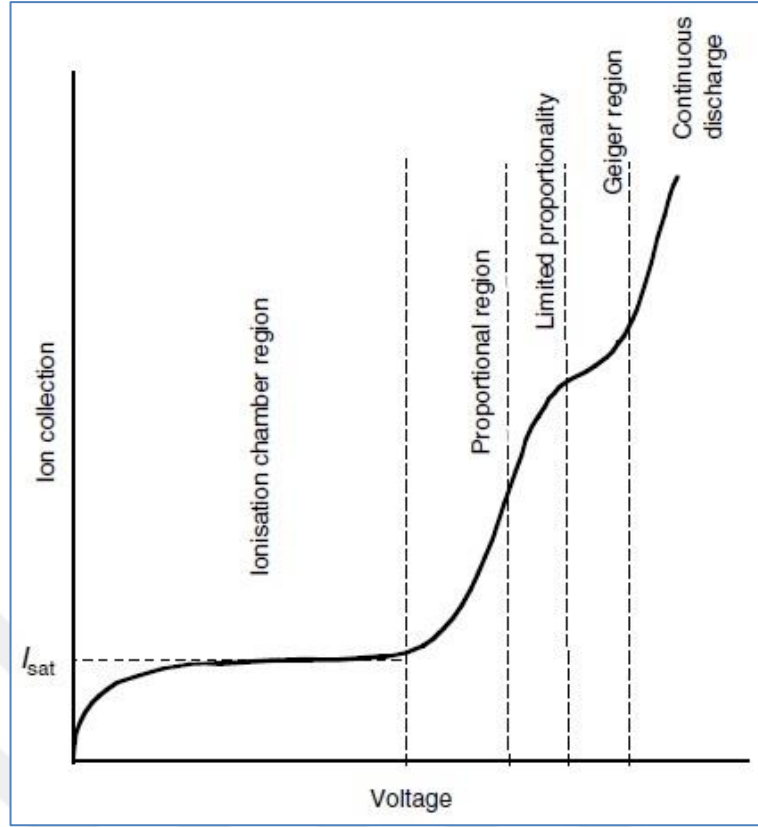
Havalı dedektörlerde iyon çiftlerinin toplanması uygulanan voltaja bağlıdır. Odacığa voltaj uygulanmadığında, radyasyonla oluşan iyon çiftleri yeniden birleşir ve dış devreden yük geçişi olmadığı için radyasyonun saptanması mümkün olmaz. Dedektöre birkaç volt voltaj uygulandığında bazı iyon çiftleri yeniden birleşirken bazıları ise elektrotlara ulaşır. 10 V ya da daha fazla voltaj uygulandığında ise iyon

çiftlerinin yeniden birleşmesi ihmal edilebilir hale gelir ve radyasyonun iyonizasyonla meydana getirdiği elektronların tamamı merkezi elektrotta toplanır. Uygulanan voltaj birkaç 10 V mertebesine artırıldığında ise, toplanan iyon çiftlerinin sayısı uygulanan voltajdan bağımsız olur ve radyasyonla iyonizasyon üretimi sabit hızda ise eğri yatay olur. Buradaki plato, bir doyma akımı I_{sat} 'ın elde edildiği bölgeye karşılık gelir (**Şekil 10**). Ölçülen akımın iyonlaşma miktarıyla doğrudan ilişkili olduğu bu bölgeye iyonlaşma bölgesi denir (**28**).

Voltajı bu bölgenin ötesinde değerlere yükseltmek, havada üretilen elektronların, havada ek bir iyonizasyon oluşturabilecekleri bir hıza ulaştırılmasına ve böylece bir doyma akımına (I_{sat}) karşılık gelen yükün artmasına neden olur. Uygulanan voltajda art arda yapılan artışlar dedektörün orantılı bölge, sınırlı orantılılık bölgesi, Geiger bölgesi ve sürekli deşarj bölgesi olarak adlandırılan bölgelerde ardı ardına çalışmasına neden olur. Bu tipik davranış yalıtkanların olası elektrik arızalarına ya da dedektör hacminin bozulmasına ek olarak **Şekil 10**'daki ilk dikey kesikli çizginin konumuna karşılık gelen bir iyon odasına uygulanan voltaja pratik bir limit getirmektedir (**24**).

İyonlaşma bölgesindeki voltajlarda çalışan iyon odası, foton ya da parçacık biçimindeki iyonlaştırıcı radyasyonla serbest kalan elektronların tamamını sayar. İyon odasının elektrotları genel olarak aynı merkezli silindirler biçimindedir; fakat paralel-düzlem şeklinde tasarlananları da vardır. Bu bölgede çalışan dedektörlere uygulanan voltaj oluşan iyonların tümünün toplanmasını sağlayacak şekilde seçilir; yani, voltaj iyonların yeniden birleşmesini önleyecek kadar yüksek ve akım artışına sebep olmayan plato bölgesinde olmalıdır. Akım pulsü, oluşan iyonlaşma miktarıyla doğru orantılıdır ve toplanan yük miktarı doğrudan radyasyon ışınlama miktarını belirlemek için kullanılabilir (**28**).

Radyoterapi dozimetresinde kullanılan iyon odalarının tipik voltaj değerleri, 200 V ile 400 V aralığında olup, elektrotlar arasındaki mesafenin çok küçük olduğu bazı paralel plan iyon odaları ile bu voltaj değerlerinden daha küçük de olabilir; bu aynı zamanda çok küçük çaplı silindirik iyon odalarına da uygulanabilir (**24**). İyon odaları tip olarak, silindirik ve paralel plan olmak üzere iki çeşittir. Çalışmamızda silindirik iyon odaları kullanılmıştır.

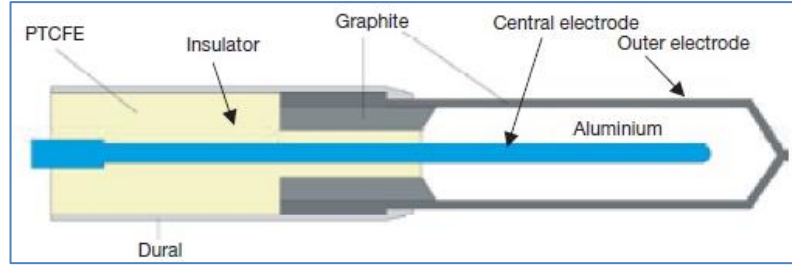


Şekil 10. Gazlı bir dedektörde, uygulanan voltajın bir fonksiyonu olarak, toplanan yükün değişimi (24).

2.3.1. Silindirik İyon Odaları

Silindirik iyon odalarının aktif hacimleri $0,01 \text{ cm}^3$ 'ten küçük olabilirken 1 cm^3 'e kadar da çıkabilir. Bunlar tipik olarak 25 mm 'den kısa bir iç uzunluğa ve 7 mm 'den küçük bir iç çapa sahiptir. Duvar materyali düşük atom numaralıdır (doku ya da hava eşdeğeri) ve duvar kalınlığı $0,1 \text{ g/cm}^2$ 'den küçüktür (27).

Silindirik iyon odalarının çok yaygın bir tasarımı olan klasik Farmer tipi iyon odası **Şekil 11**'de gösterilmiştir. Silindirik dış duvar, elektrotlardan biri olarak işlev görür ve grafitten yapılmıştır. Diğer elektrot ince alüminyum bir merkezi çubuktur. Nominal kavite hacmi $0,6 \text{ cm}^3$ 'tür. Kavite uzunluğu 24 mm 'dir ve iç çapı $6,25 \text{ mm}$ 'dir. Grafit dış duvarın kalınlığı $0,5 \text{ mm}$ 'dir (24).



Şekil 11. Silindirik Farmer tipi bir iyon odasının temel tasarımı (27).

Diğer silindirik iyon odaları, daha yüksek uzaysal çözünürlük elde etmek için (penumbra bölgesi gibi dozun hızla değiştiği bölgelerde özellikle önemlidir) daha küçük çap ve uzunlukta olabilir ancak bu odalarda birim doz başına daha küçük bir sinyal alınma riski bulunur (24).

Çoğu silindirik iyon odası bir “build-up” başlığı ile temin edilir. Bu, bir Standart Dozimetri Laboratuvarı’nda bir hava kerma kalibrasyon faktörü olan N_k ’yi temin ederken yapıldığı gibi, iyon odası serbest havada bir Co-60 gama ışını ile ışınlandığında yüklü parçacık dengesi elde etmek için oda duvarının çevresine yerleştirilir (24).

Silindirik iyon odaları, absolut (mutlak) ve rölatif doz ölçümlerinin her ikisi için de kullanılabilir. Absolut doz ölçümleri için, bir Pratik Kod izleyerek suda bir referans noktadaki dozu belirlemek için bir kalibrasyon faktörü (N_k ya da $N_{D,w}$) ile tedarik edilmelidirler. Rölatif doz ölçümleri için, diğer tip silindirik iyon odaları, bilgisayar kontrollü “beam-data” toplama sistemleri ile birlikte kullanılabilir. Bu iyon odaları suya dayanıklı olmalı ya da kolayca su geçirmemelidirler (24).

2.4. Su Fantomu

Su, basit bir kimyasal formülü olan saydam, akıcı, ucuz ve kolayca elde edilebilen bir materyaldir. Suyun efektif atom numarası 7,51’dir ve fiziksel yoğunluğu 1 g/cm^3 olup yumuşak doku ve kas dokusunun yoğunluğuna yakındır. Bu nedenle derin doz, profil ve izodozlar gibi temel doz dağılımları genellikle suda

ölçülür. Ölçüm için su ortamının seçilmesinin diğer bir nedeni de tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır (23, 29).

Su fantomu üç boyutlu doz analizi için sağlam ve güvenilir bir dozimetri sistemidir. Su fantomu seti üstü açık kübik bir tank, dedektörler, su rezervuarı ve taşıma masasından oluşur.

Su fantomunda biri referans diğeri doz ölçümü yapan iki dedektör kullanılır. Doz ölçümü için kullanılan dedektör su tankı içinde hareket edebilen bir mekanizmaya yerleştirilir. Böylece dedektörün pozisyon ve hareketi bilgisayar tarafından kontrol edilerek verilen komutlara göre istenilen alanda üç boyutlu olarak dozu belirlememizi sağlar. Foton ve elektron ölçümleri için farklı dedektörler kullanılmaktadır. Referans dedektör genellikle su yüzeyinin üstünde havada ve radyasyon alanının köşesinden alan içine yerleştirilir ve sabit pozisyonda durur. Suda hareketli kolun üstündeki iyon odasından gelen sinyal ile referans iyon odasından gelen referans sinyal karşılaştırılır (23, 29).

Su rezervuarının iki yönlü pompası sayesinde su fantomu kullanılacağı zaman su ile doldurulur ve kullanımdan sonra boşaltılır. Taşıma masası yardımıyla da su fantomu istenilen yüksekliğe kolaylıkla ayarlanabilmektedir (29).

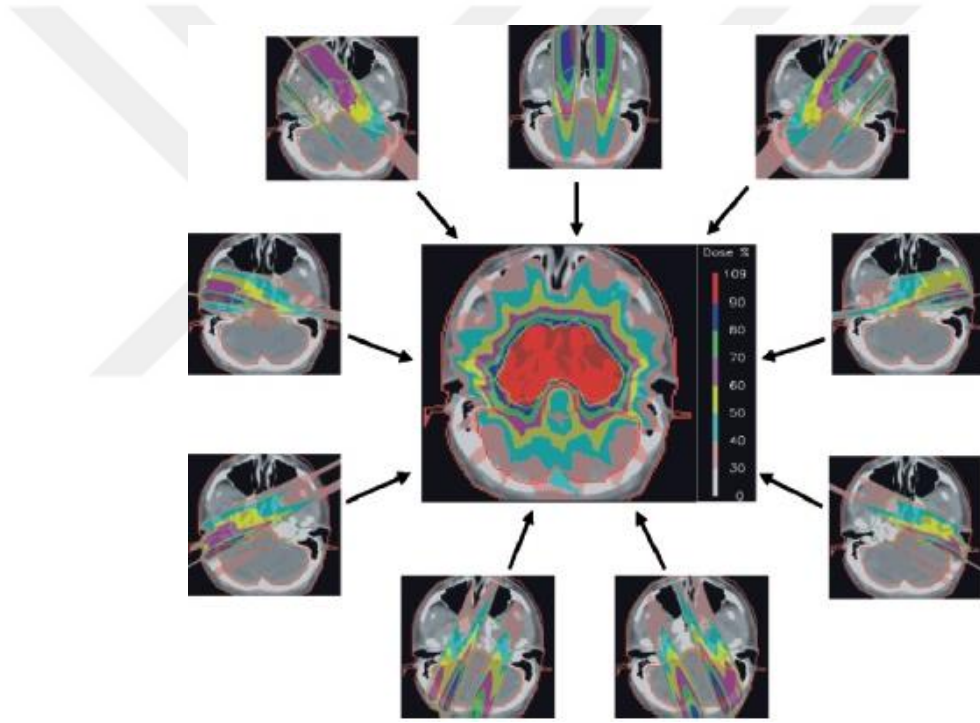
2.5. Küçük Radyasyon Alanlarının Kullanıldığı Tedavi Teknikleri

Teknolojideki gelişmelere bağlı olarak radyoterapi en ileri seviyede karmaşık ve hassas uygulanmaktadır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), volümetrik ayarlı ark tedavi (VMAT), stereotaktik radyoterapi (SRT) ve stereotaktik radyocerrahide (SRC) nispeten küçük (< 3 cm), dinamik ya da statik alanlar kullanır (30). Kesin bir tanımlama olmamakla birlikte 3 cm × 3 cm ve daha küçük alanlar 'küçük alan' olarak kabul edilmektedir (5). Diğer bir tanımda ise küçük alan doza katkıda bulunan, saçılan ikincil elektronların lateral menzilinden daha küçük genişlikteki alan olarak belirtilmektedir (1). Küçük radyasyon alanlarının kullanımı dozun hedef hacim içerisine çok hassas bir şekilde yerleştirilmesine ve aynı zamanda yakın çevredeki sağlıklı dokuları korumaya izin verir (4).

2.5.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) herhangi bir tedavi ışını pozisyonundan heterojen bir doz dağılımı elde etmek için hastaya üniform olmayan radyasyon dozunun verildiği radyoterapi tekniğidir (19).

Resim 3'te bir nazofarenks kanseri hastasının YART planının kesitsel görüntüsü verilmiştir. Her bir alanın bireysel doz dağılımı çevredeki panellerde, tamamının doz dağılımı ise ortadaki panelde gösterilmiştir (31).



Resim 3. Eşit aralıklı açılarla oluşturulmuş dokuz foton alanı kullanılan nazofarenks kanserinin YART planının transvers kesit görüntüsü.

Işının yolu üzerindeki normal dokularda ciddi toksisiteye hatta ölümcül sonuçlara yol açmadan tümör bölgesinde yüksek düzeyde radyasyon sağlayabilmek yıllardır süregelen klinik bir sorun olmuştur. YART üniform olmayan yoğunlukları ışınçık veya 'demetçik' denilen küçük demet alt birimlerine en optimal şekilde ayırabilmektedir (32). Milimetrik doğruluğundaki bu ışınçıklar vücuda birçok açıdan

girerek kanserli bölgenin üzerinde kesiktirilir ve hedef bölgeye yüksek doz verilirken çevredeki sağlıklı dokulara düşük doz verilmesi sağlanmış olur (33). Her demetteki ışınların ayrı ayrı yoğunluğunu en optimal şekilde ayarlama yeteneği radyasyon akısı üzerinde kontrolün artmasına izin vermekte ve optimum doz dağılımlarının özel olarak tasarlanmasını sağlamaktadır (32).

YART'ın hedef dokuların şekline uygun yüksek doz-volüm oluşturma yeteneği, normal dokuların çevresine verilen dozu sınırlar (34). Dozun PTV sınırında daha keskin olarak düşüşü yüksek dozlarla maruz kalan normal doku volümlerinin belirgin olarak azalması ve bunun sonucunda da radyasyon kaynaklı sekellerin azalması anlamına gelmektedir (32, 34). Aynı doz şekillendirme kabiliyeti, lokal kontrolü artırmak için tümöre verilen dozu artırmaya da izin verir (34). Bu etkenler tümör dozunda artışa, normal doku dozlarında azalmaya veya her ikisine birden izin vererek daha iyi tedavi sonuçlarına olanak sağlamaktadır (32).

YART farklı şekillerde uygulanabilmektedir. Bunlar statik YART (step and shoot), dinamik YART (dMLC) ve volümetrik ayarlı ark tedavi (VMAT)'dir.

2.5.1.1. Statik YART (Step and Shoot)

“Step and shoot” veya diğer adıyla çoklu statik alan YART tekniği ilk kez 1994'te Bortfeld ve arkadaşları tarafından öne sürülmüş olup tedavide kullanılan her bir alan homojen demet şiddetine sahip küçük alt alanlardan veya segmentlerden oluşur (35). Bu segmentler kontrol noktalarına dönüştürülür ve lineer hızlandırıcı bu kontrol noktalarını değişen ışınlama ve segment açıklık değişimi ile sıralı olarak çalıştırır (34). Segmentler çok yapraklı kolimatör ile şekillendirilir ve herhangi bir operatör yardımı olmaksızın üst üste gelerek homojen olmayan şiddete sahip bir demet oluşturur (35). Böylece alanın farklı bölgeleri farklı sürelerle ışınlanır. Statik YART için her alanın açıklık şekillerinin geometrik olarak bağlı olması gerekli değildir. Bu serbestlik nispeten az sayıda segmentin kullanımına olanak sağlar. Ancak bir segmentten diğerine geçiş sırasında radyasyonun kesilmesi gerektiğinden tedavi süresi daha uzundur (34).

2.5.1.2. Dinamik YART

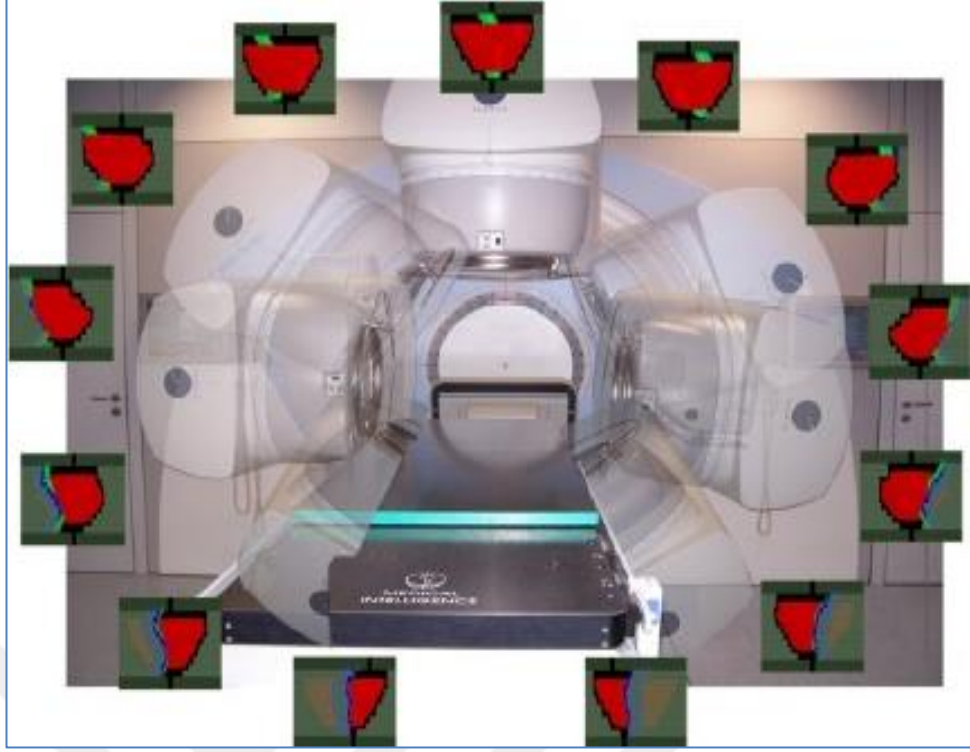
Dinamik YART ya da dinamik ÇYK tekniğinde ise lifler ışınlama süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket ederler. Her bir lif çifti bir boyutlu ayarlamayı tanımlamakta olup bu bir boyutlu ayarlama lif çiftleri arasında farklılık gösterebilir. Bununla birlikte kavram olarak tüm lif çiftleri birlikte hareket ederek iki boyutlu şiddet ayarlaması yaratırlar ve bu şekilde şiddeti değiştirilmiş ışın demeti oluşur. Bu teknikte lifler arası açıklık süresi alanda farklı akı şiddetleri oluşturacak şekilde kullanılan algoritma tarafından ayarlanır (35).

2.5.1.3. Volumetrik Ayarlı Ark Tedavi (VMAT)

Volümetrik ayarlı ark tedavi (VMAT), lineer hızlandırıcının gantrisi bir ya da daha fazla ark üzerinde dönerken devamlı olarak radyasyon verilebilen gelişmiş bir yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğidir (Resim 4) (36).

VMAT 1995'te Yu tarafından tanıtılan yoğunluk ayarlı ark tedavinin (IMAT) geliştirilmiş halidir. IMAT'ta doz hızı ve gantri rotasyon hızı sabittir ve bundan dolayı uygun doz dağılımı için birden fazla ark planına ihtiyaç duyulmaktadır. Ark sayısının artması da, tedavinin gereğinden fazla uzaması anlamına gelmektedir (37). İlerleyen zamanlarda, ark tabanlı YART tedavisi sırasında ÇYK pozisyonlarını, doz hızını ve gantri rotasyon hızını değiştirebilen lineer hızlandırıcı tedavi kontrol sistemlerinin tanıtılmasıyla IMAT üzerine yeniden bir ilgi oluşmuştur. Bu aynı zamanda tek bir ark kullanılan rotasyonel YART tedavisine yönelik bir gelişmedir. Bu yaklaşıma volümetrik ayarlı ark tedavi denir (38).

VMAT tekniğinde doz modüle edilirken üç parametre değişebilir: doz hızı, ÇYK şekli ve gantri hızı. VMAT, doz dağılımını geliştirmek için bazı durumlarda birden fazla ark kullanabilmesine rağmen sadece tek bir ark kullanarak da bir radyoterapi fraksiyonu uygulanabilir (39).



Resim 4. VMAT tekniği.

VMAT'ın YART'a göre en önemli üstünlüğü tedavileri çok daha kısa sürede bitirebilmesidir. VMAT'da tedavi zamanı geleneksel YART'dan yaklaşık on kat daha kısa olabilir ve daha az MU ile yüksek konformal doz dağılımları elde edilebilir (36). Tedavi süresi kısaltıldığa hastanın konforu artar ve tedavi süresi boyunca hareket etme riski azalır, tedavilerin görüntü kılavuzluğunda daha dikkatli bir Şekilde yapılması sağlanır ve bu da tedavi kesinliğini artırır (36, 37). VMAT'ın sahip olduğu bu avantajlar sayesinde doz, hedef hacmi YART'a göre genellikle daha iyi kapsar ve kritik organlar daha iyi korunur. VMAT'ın en belirgin dezavantajı ise YART'a göre optimizasyon sürelerinin artmıŐ olmasındır (37).

2.5.2. Stereotaktik Tedavi Teknikleri

Son yıllarda görüntüleme tekniklerindeki ilerlemeler radyoterapide gelişmelere olanak sađlamıŐtır. Lokal tümör tedavisinde önemli rol oynayan radyoterapinin tedavi edici özelliği, normal doku toleransı nedeni ile sınırlı kalmaktadır.

Stereotaktik radyocerrahi (SRC) ve stereotaktik radyoterapi (SRT) teknikleri normal dokuları çok az içerir ve bu dokuları korumada çok avantajlıdır (40).

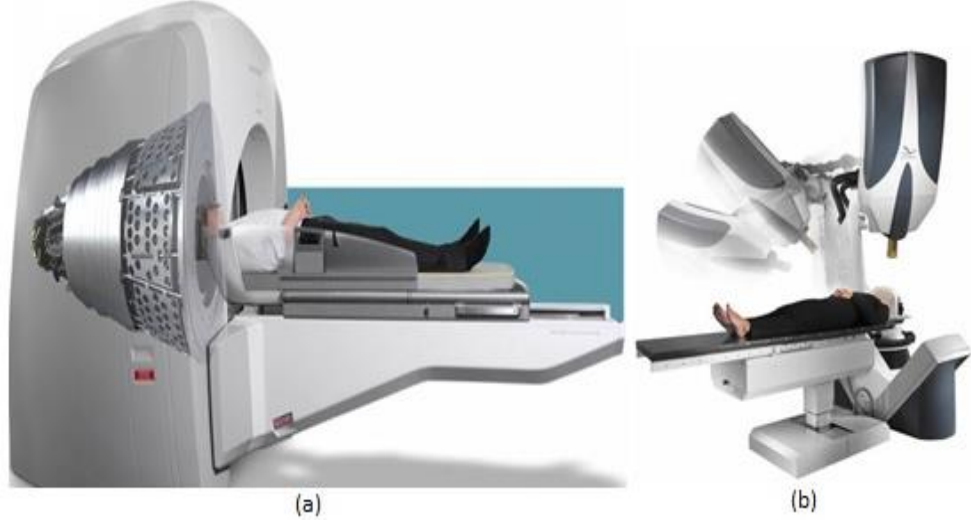
Stereotaktik ışınlama, üç boyutlu koordinat sistemi kullanılarak vücudun herhangi bir bölgesinin koordinatlarını gerekli referans noktalar ile uzayda doğru olarak lokalize etme işlemidir. Stereotaksinin ilk uygulamaları sadece intrakraniyal lezyonlar için geçerli olmasına rağmen gelişen teknoloji ile vücudun diğer bölgelerine de uygulanabilir hale gelmiştir (41). SRC durumunda bütün ışınlama tek bir fraksiyonda yapılır, stereotaktik radyoterapideyken ışınlama birden fazla fraksiyonda uygulanır (42).

SRC ve SRT’de üç tip sistem kullanılır: dairesel ya da mikro çok yapraklı kolimatörlerle donatılmış lineer hızlandırıcılar, CyberKnife sistemi ve Gamma Knife sistemi (43). Ayrıca bu iki teknikte kullanılan üç tip radyasyon vardır: ağır yüklü parçacıklar, kobalt-60 gama ışınları ve megavoltaj x-ışınları. Bunların en yaygın kullanılanı, bir lineer hızlandırıcı tarafından üretilen x-ışınlarıdır (19).

2.5.2.1. Stereotaktik Radyocerrahi (SRC)

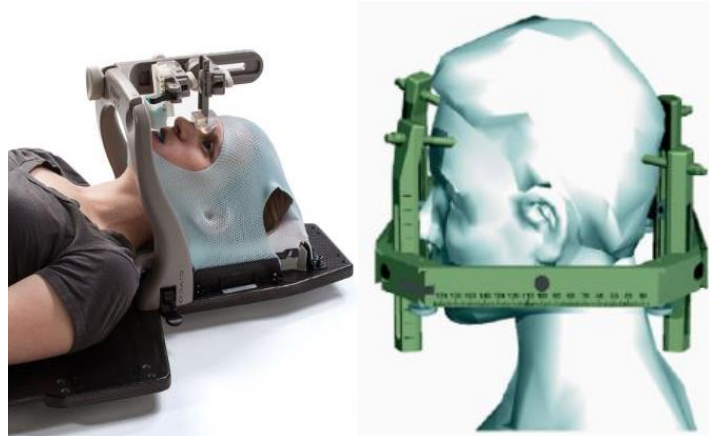
Stereotaktik radyocerrahi tekniği 1951 yılında ilk kez İsveçli beyin cerrahı Lars Leksell tarafından geliştirilmiş ve uygulanmaya başlamıştır. Başlangıçta ışın kaynağı olarak ortovoltaj x-ışınlarını kullanan Leksell, 1967 yılında ekibinden fizikçi Larsson ile birlikte Co-60 kaynağından elde ettiği gama ışınlarını kullanmıştır ve 179 kobalt kaynağının yarı küresel düzlemde yerleştirildiği GammaKnife tedavi sistemini tasarlamışlardır (40). 1970’lerde beyin cerrahı Ken Winston ve medikal fizikçi Wendell Lutz birlikte çalışarak radyocerrahi tedavileri için standart bir lineer hızlandırıcıyı yenilemişlerdir. Son olarak da 1994 yılında robotik kollu radyocerrahi cihazı CyberKnife kullanıma sunulmuştur (44). **Resim 5**’te GammaKnife ve CyberKnife cihazları gösterilmiştir.

SRC, normal doku çevresindeki radyasyon dozunu en aza indirgeyerek istenilen bir radyobiyolojik yanıt elde etmek için, aynı düzlemde olmayan izosentrik arklar aracılığıyla verilen küçük ışınlar ile stereotaktik bir cihazın kombinasyonu kullanılarak intrakraniyal lezyonların tedavisinde kullanılan ve tek bir fraksiyondan oluşan radyoterapi tekniğidir (19, 42).



Resim 5. GammaKnife (a) ve CyberKnife (b) tedavi cihazları.

SRC’de fraksiyon başına yüksek doz radyasyon kullanılması nedeniyle, normal doku çevresini en iyi şekilde koruyabilmek için tümör hacminin dışında keskin bir doz düşüşünün elde edilmesinin yanı sıra hedefin doğru bir şekilde lokalize edilmesi ve sabit tutulması (immobilizasyon) çok önemlidir (45). **Resim 6**’da SRC’de immobilizasyon yöntemleri gösterilmiştir.



Resim 6. SRC’de immobilizasyon yöntemleri.

2.5.2.2. Stereotaktik Radyoterapi (SRT)

Stereotaktik radyoterapi (SRT), stereotaktik olarak işaretlenmiş hedef hacme az sayıda fraksiyonlarla yüksek doz radyasyon uygulanmasıdır. Hedef hacmin her fraksiyonda tam doğrulukla ışınlanması büyük önem taşımaktadır. Noninvaziv sabitleme yöntemleri ve tedavi esnasında hedef görüntülerinin alınabilmesi sayesinde SRT vücudun çeşitli bölgelerinde kullanılabilir. Primer akciğer kanserlerinde ve akciğer metastazlarında, birincil karaciğer kanserlerinde ve karaciğer metastazlarında, pankreas kanserlerinde, prostat kanserlerinde, tekrarlayan baş-boyun kanserlerinde, tekrarlayan jinekolojik kanserlerde ve daha pek çok farklı kanser türünde ve farklı bölgelerde SRT uygulamaları yapılabilmektedir (40).

SRT'nin amacı çok sayıda dar, kolime edilmiş ışın demetleri kullanarak çevre dokuları çok daha iyi korumak ve böylece 1-5 fraksiyonda yüksek dozlara çıkabilmektir. Uygulanan yüksek fraksiyon dozları hedefin küçük olduğu ve hedeften uzaklaştıkça dozun hızla düştüğü durumlarda kritik yapılar tarafından tolere edilebilir. Bu durumun radyobiyolojik çalışmalarda hedefin maksimum büyüklüğünün 3-4 cm olduğu durumlarda sağlanabileceği gösterilmiştir (41).

SRT ile biyolojik olarak etkin olan yüksek dozların birkaç fraksiyonda verilmesi sayesinde konvansiyonel tedavilere oranla tümör bölgesinde daha etkili radyobiyolojik sonuçlar elde edilir. Ayrıca SRT sonuçlarının primer ve metastatik hastalıklarda klinik olarak cerrahiye göre daha az yan etkiye yol açtığı görülmüştür (46).

Stereotaktik tedavi uygulamalarında verilen yüksek fraksiyon dozları tümöre farklı bir radyobiyolojik mekanizmayla hasar verir. Ablatif etki olarak tanımlanan bu mekanizmayla tümör konvansiyonel fraksiyone radyoterapideki gibi sadece DNA hasarıyla değil bunun yanında dokunun vasküler yapılarına verilen hasarla etkisiz hale getirilir. Ancak hedef bölgeden daha fazla hacimde ablatif etki meydana gelirse, çevre sağlıklı dokularda toksik etki oluşabileceğinden bu tedavinin yüksek bir pozisyon doğruluğuyla hastaya uygulanması gerekir (46).

2.6. Output Faktörleri

Referans olmayan koşullar altında ölçülen düzeltilmiş dozimetre okumalarının referans koşullar altındaki dozimetre okumalarına oranına “Output Faktörü” (OF) denir. Bu ölçümler genellikle referans derinlikte ($d=10$ cm) alınır ve yüzde derin doz değerleri kullanılarak maksimum doz derinliğine normalize edilir. “Wedge” filtrelili ve “wedge” filtersiz alanlarda output faktörlerinin ölçülmesinde oda kavitesi boyunca radyasyon akışının üniformitesine özellikle dikkat edilmelidir. Bu durum özellikle 5 cm \times 5 cm’den küçük alan boyutları için önem teşkil etmektedir (47).

Alan boyutunun bir fonksiyonu olarak fantomdaki doz oranının (ya da MU başına doz) ölçümünün yapılması (output) “commissioning” sürecinde gerekli bir adımdır. Bu süreçte çok sayıda ölçüm almak gerekir çünkü bir fantomdaki sabit bir noktaya düşen MU başına doz o noktadaki ışının boyutuna bağlıdır ve genellikle alan boyutu ile artmaktadır. Fantomda ölçülen alan output faktörleri (OF) iki bağımsız etkinin çarpımı olarak varsayılır. Bunlar; fantom saçılma faktörü (S_p) ve kolimatör saçılma faktörleridir (S_c).

$$OF = S_p \times S_c \quad (2.3)$$

Fantom saçılması sadece fantom ya da hasta içindeki saçılma geometrisine bağlıdır ve ışın şekillendirme, SSD ve hasta şekli ile değişmektedir. Kolimatör (veya kafa) saçılması ise fantom konumundan bağımsız iken kolimatör ayarlarına ve ek filtrelerin varlığına bağlıdır. S_c aynı zamanda kolimatör ayarları ile monitör iyon odası tepkisinin etkisini de içerir (24).

Havada ölçülen S_c alan boyutuna bağlıdır. Alan boyutu arttıkça birincil ışına eklenen artan S_c nedeniyle output artar. Ayrıca kolimatör saçılma faktörü havadaki output oranı olarak da adlandırılır ve belli bir alan için havadaki outputun referans bir alan outputuna (örneğin, 10×10 cm²) oranı olarak tanımlanabilir (19).

Fantom saçılma faktörü (S_p) alan boyutu değiştiğinde bir referans derinlikte fantomdan kaynaklanan saçılma radyasyonundaki değişimi dikkate alır. Fantom saçılma faktörü belirli bir alan için bir referans derinlikteki doz hızının (ya da MU başına doz) referans alan için (10×10 cm²) aynı kolimatör açıklığı ile aynı noktadaki doz hızına oranı olarak tanımlanabilir. S_p ’nin sabit bir kolimatör açıklığı için ışınlanan fantom hacmindeki değişikliklerle ilişkili olduğu göz ardı

edilmemelidir. Böylece fantom üzerinde farklı enine kesit büyüklükleri kullanılarak büyük bir alan için S_p belirlenebilir (19).

2.6.1. Output Ölçümleri

Alan output faktör ölçümleri bir su (ya da su eşdeğeri) fantomunda alana uygun bir iyon odası kullanarak gerçekleştirilmelidir. Bu ölçümler kalibrasyon için kullanılan referans koşullara karşılık gelen derinlik ve kaynaktan uzaklıkta olmalıdır. Maksimum doz derinliğinde asla yapılmaması gereken bu ölçümler kolimatörden saçılan elektronların etkisinin önemsiz olduğu 5 cm ya da 10 cm gibi daha büyük bir derinlikte yapılmalıdır. Daha sonra ölçülen doz oranları bir YDD (yüzde derin doz) ya da TMR (doku-maksimum oranı) düzeltmesi uygulanarak maksimum doz derinliğindeki değerlere dönüştürülebilir (24).

Küçük alan dozimetrisinin en önemli ölçümlerinden olan output ölçümlerinin doğruluğunu etkileyen birçok parametre bulunmaktadır. Alan küçülmesiyle output değerlerinin değişmesi normal bir etkidir. Bu değişimin doğru olarak belirlenmesinde günümüzde kullanılan gereçlerin yeterliğindeki eksikliğin giderilmesi için deneysel ve teorik düzeltmelerin uygulanmasının gerekliliği birçok araştırmayla kanıtlanmış olsa da bu konuda ortak bir standart hala belirlenebilmiş değildir.

Küçük alan output ölçümlerinin doğruluğu; yüklü parçacıkların lateral elektronik denge kaybı, alan boyutunun fonksiyonu olarak enerji spektrum değişiklikleri, kullanılan dedektörlerin duyarlılıklarındaki değişim ve göz ardı edilemeyen dedektör hacmi nedeniyle sınırlıdır (7, 8, 9).

Küçük alan dozimetri problemleri ışın ve dedektörle ilişkili sorunlar olarak iki ana başlık altında incelenebilir. Işınla ilgili sorunlar; yüklü parçacıkların lateral denge kaybı ve enerji spektrum değişiklikleri olarak belirtilebilir. Output ölçümlerindeki hatanın büyük bölümü lateral elektron denge kaybından kaynaklanır. Uygulanacak düzeltmelerin büyük kısmı lateral elektron denge kaybının telafisini sağlamak içindir (10). Bir hacim içerisine giren ve çıkan elektronun enerjisi birbirine eşit ise yüklü parçacık elektron dengesi oluşur. Yüklü parçacıkların sudaki lateral menziline daha dar alanlarda yapılan ölçümlerde bu denge bozulmaktadır (11).

Lateral elektron dengesindeki bozulma output ölçümünde hataya sebep olur ve düzeltme faktörü uygulanarak hata giderilmelidir.

Alan büyüklüğü ile karşılaştırılan dedektör boyutu ve dedektör duyarlılıklarındaki değişimler ise dedektörlerle ilgili ana sorunlardır. Ayrıca dedektöre bağlı ölçüm zorluklarına sebep olan diğer etkiler; yoğunluk etkisi, gürültü sinyali oranı, ortalama hacim etkisi, doz hızı etkisi, diyot koruma etkisi, konumlama hatası, enerji ve alan bağımlılığıdır. Küçük alanlarda dedektörlere bağlı düzeltme faktörü gereksiniminin sebepleri; dedektörün duyarlı hacminin yoğunluğu, duyarlı hacmin atomik yapısı ve ortalama hacim etkisi olarak sayılabilir.

IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) 103 no'lu raporunda, küçük foton alanları kategorisinde 40 mm'den daha küçük alan boyutlarının yer almasını önermiştir. Küçük foton alanının bu tanımı, dozimetri ölçümlerinde kullanılacak bir dedektör seçimi için, yeterli nominal küçük foton alanı olarak adlandırılan kolimatör ayarına dayanır. Ancak nominal küçük foton alanı için seçilen uygun bir dedektör 40 mm'den çok daha küçük alan boyutları için uygun olmayabilir. Bunun nedeni alan boyutunun azalması ile birlikte merkezi eksen boyunca doz oranındaki azalmanın doğrusal olmaması ve alanın 40 mm'den çok daha küçük boyutlara geldiğinde doz oranında hızlı bir azalma gözlenmesidir. Bu problem küçük foton alanlarını 'konvansiyonel küçük foton alanı' ve 'çok küçük foton alanı' olarak sınıflandırarak kısmen çözülebilir (48). Bu iki tanım arasındaki sınır 1,5 cm × 1,5 cm alan büyüklüğüdür. Buna göre yoğunluk etkisi çok küçük alanlarda görülmeye başlar (49). Korunmalı diyotlardaki gibi yoğunluk yüksekse sinyal çok fazla iken iyon odalarındaki gibi yoğunluk düşükse sinyal de azdır. Dedektörün suya göre farklı yoğunluktaki materyalden olması pertürbasyon etkisini değiştirerek output ölçümlerini bozar. Çok küçük alanlarda kullanılan dedektörler için yoğunluk etkisinin output ölçümünde oluşturduğu hata düzeltilmelidir. Dedektör kavitesinin yapıldığı malzemelerin atomik yapısı da output ölçümlerini etkilemektedir. Eğer dedektörün duyarlı hacmi profilin düz bölgesinden büyükse ortalama hacim etkisi alan merkezindeki dozun olması gerekenden daha az ölçülmesine sebep olarak output faktörlerini etkiler ve düzeltme uygulamak gerekir (7, 14). Kullanılacak olan ortalama hacim düzeltme faktörü dedektör merkezindeki doz yanıtının tüm hacmin yanıtına oranlanması ile bulunabilir.

2.6.2. Output Faktörleri ve Monitor Unit Hesaplamaları

Output faktörü aplikatör boyutu ve SSD'nin MU başına doz cinsinden bir fonksiyonudur. Nominal SSD için standart bir aplikatör boyutuna (genellikle 10 cm × 10 cm) göre aplikatör (koni) faktörleri her alan boyutu için maksimum doz derinliğinde ölçülmelidir. Maksimum doz derinliği daha küçük alan boyutları için değişir ve output faktörü bu durumda sadece iyon odası okumalarının bir oranı değildir. Ancak durdurma gücü oranları derinlikle değiştiği için okuma sürelerinin durdurma gücü oranına oranı olarak ifade edilebilir (24).

Merkezi eksen üzerinde maksimum doz noktasındaki doz/MU, x-ışını kolimatörlerinden ve aplikatörden saçılmış elektronlara ve ayrıca fantom saçılmasına göre değişir. Daha fazla alan şekillendirmesi kullanılıyorsa koruma kenarlarından ek saçılma olabilir. Bu bileşenlerin göreceli katkıları; ışın enerjisi, maksimum doz derinliği (enerji ve alan boyutuna bağlıdır), ilgili standart aplikatör, x-ışını kolimatör konumu, şekillendirici malzemenin merkezi ekseninden uzaklığı, değiştirilmiş alanın toplam boyutu ve şekli ile değişebilir. Ölçümler klinik olarak kullanılacak koşullar altında yapılmalıdır. Böylece aplikatör tasarımı ve alan şekillendirici maddenin konumu nominal tedavi mesafesinde değişiklikler gerektirdiği takdirde bu faktör içine dahil edilir. Eğer herhangi bir alan boyutu elektronların menziline küçük ise, merkezi eksenindeki lateral saçılma dengesi kaybedilir ve MU başına doz daha az olur. Bu etki daha düşük enerjiler için daha belirgindir. Benzer etkiler bu aralıktaki bir tedavi alanının boyutunu küçültmek için korumanın kullanıldığı alanlar için de var olacaktır. Bununla birlikte SSD'de herhangi bir değişiklik olmadığı durumda ve alan boyutunun merkezi eksen üzerinde saçılma dengesi için gerekli olan boyutun altında olmaması koşuluyla output faktörü, şekillendirilmemiş alan output faktöründen belirgin olarak farklı olmayacaktır. Şekillendirilmiş alanlar için eşdeğer alan saçılma entegrasyonu, “pencil beam” ve Monte Carlo da dahil olmak üzere output faktörlerini tahmin etmek için çeşitli yöntemler uygulanmıştır. Blok kullanıldığı zaman outputa katkıda bulunan çeşitli bileşenler nedeniyle rölatif output faktörleri düz ya da monoton davranışlar göstermeyebilir ve ölçüm yapılmayan alanlar için öngörüler dikkatle yapılmalı ve ölçümle doğrulanmalıdır (24).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ekim 2016 – Kasım 2017 tarihleri arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde gerçekleştirilmiştir.

3.1. Araç ve Gereçler

3.1.1. Linear Hızlandırıcı

Çalışmada Elekta Precise marka lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır (**Resim 7**). Bu cihaz 6 MV ve 18 MV enerjili foton; 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV ve 15 MeV enerjili elektron demetleri üretebilmektedir.

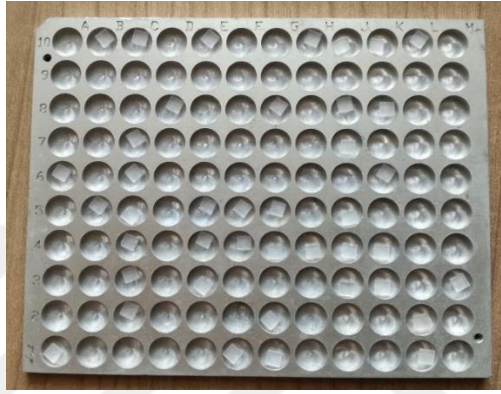


Resim 7. Elekta Precise lineer hızlandırıcı cihazı.

3.1.2. Dozimetri Sistemleri

3.1.2.1. Termolüminesans Dozimetri Sistemi

Bu çalışmada lityum ve florürden oluşan, boyutları $3,2 \text{ mm} \times 3,2 \text{ mm} \times 0,89 \text{ mm}$ ve yoğunluğu $2,64 \text{ gr/cm}^3$ olan Harshaw marka TLD-100 termolüminesans dozimetreler kullanılmıştır (**Resim 8**).



Resim 8. Harshaw TLD-100 termolüminesans dozimetreler.

Kimyasal olarak kararlı olup ara ışınlama piki sıcaklığı $190^\circ - 210^\circ$ arasındadır. $1 \mu\text{Gy} - 10 \text{ Gy}$ arasında değişen doz aralığına sahiptir.

TLD'ler Protherm Kamara marka PLF 110/6 model fırında boşaltılmıştır. TLD-100 için 100° ve 400° sıcaklıklar kullanılmıştır. TLD fırınında Orantılı İntegral Türetme sistemi bulunmaktadır. Bu sistem sıcaklıkla ilgili ayarlamalar yapıp gerçek sıcaklık ve ayarlanan sıcaklık arasındaki farkı ve sistemdeki enerji kaybını hesaplayarak sıcaklık sapmalarını minimuma indirir (**Resim 9**).



Resim 9. Protherm Kamara TLD firmı.

TLD'lerin okunmasında Harshaw 5500 TLD okuyucusu ve Winrems programı kullanılmıştır (**Resim 10**).



Resim 10. TLD okuyucu, bilgisayar ve azot tüpünden oluşan TLD okuma sistemi.

TLD okuyucu tek seferde 50 adet TLD okuyabilme özelliğine sahiptir. Okuyucu ve Winrems programı ile bilgisayarda TLD'lerin doz değerleri ve ışıma eğrileri görülebilmektedir.

3.1.2.2. İyon Odaları Dozimetri Sistemi

Çalışmada IBA marka CC01, CC04, CC13, FC-65G iyon odaları ile PTW marka Semiflex 31010 iyon odası kullanılmıştır.

- Iba CC01 iyon odası

CC01 iyon odası küçük ve yüksek doz değişimi olan alanların (örn. stereotaktik alanları) ölçümleri için kullanılan konvansiyonel iyonizasyon odalarındandır (**50**) (**Resim 11**). **Tablo 1**'de CC01 iyon odasının bazı özellikleri verilmiştir.



Resim 11. Iba CC01 iyon odası.

Tablo 1. Iba CC01 iyon odasının özellikleri.

Kavite volümü (cm ³)	0,01
Kavite uzunluğu (mm)	3,6
Kavite yarıçapı (mm)	1,0
Duvar materyali	C552
Duvar kalınlığı (g/cm ²)	0,088
Merkezi elektrot materyali	Çelik

- **Iba CC04 iyon odası**

CC04 iyon odası foton ve elektron demetleri için havada ya da suda derin doz ölçümleri, alan profilleri analizi ve rölatif ya da absolut (mutlak) doz ölçümleri için kullanılan küçük hacimli ve yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip bir iyon odasıdır (**51**) (**Resim 12**). CC04 iyon odasının bazı özellikleri **Tablo 2**'de verilmiştir.



Resim 12. Iba CC04 iyon odası.

Tablo 2. Iba CC04 iyon odasının özellikleri.

Kutuplaştırıcı Voltaj	$\pm 300 \text{ V (max. +/- 500 V)}$
Maksimum Sızıntı	$\pm 2 \times 10^{-14} \text{ A}$
Sıcaklık Aralığı	$+ 10^{\circ}\text{C} \dots + 40^{\circ}\text{C}$
Dış Elektrot	Shonka C-552 ($\rho = 1,7 \text{ g/cm}^3$)
İç Elektrot	Shonka C-552 ($\rho = 1,7 \text{ g/cm}^3$)
Build-up Cap	PMMA ($\rho = 1,2 \text{ g/cm}^3$)
Bağlantı kablosu	TNC triaxial (1,5 m)
Dış çap	4,8 mm
Aktif volüm	$0,04 \text{ cm}^3$
Toplam uzunluk	3,6 mm
Silindir uzunluğu	1,6 mm
Duvar kalınlığı	0,4 mm (70 mg/cm^2)

- **Iba CC13 iyon odası**

CC13 iyon odası foton ve elektron demetlerinin absolut ve rölatif (göreceli) dozimetrisi için havada, katı fantomlarda ve su fantomunda kullanılan bir detektördür (**Resim 13**). Su fantomlarında klinik kullanım için standart bir iyon odasıdır (**52**). CC13 iyon odasının bazı özellikleri **Tablo 3**'te verilmiştir.



Resim 13. Iba CC13 iyon odası.

Tablo 3. Iba CC13 iyon odasının özellikleri.

Dış elektrot	Shonka C-552 ($\rho = 1,7 \text{ g/cm}^3$)
İç elektrot	Shonka C-552 ($\rho = 1,7 \text{ g/cm}^3$)
Aktif volüm (nominal)	$0,13 \text{ cm}^3$
Toplam aktif uzunluk	5,8 mm
Silindir uzunluğu	2,8 mm
Silindir iç çapı	6,0 mm
Duvar kalınlığı	0,4 mm (70 mg/cm^2)
İç elektrot çapı	1,0 mm
İç elektrot uzunluğu	3,3 mm
Kutuplaştırıcı voltaj	$\pm 300 \text{ V}$ (max. $\pm 500 \text{ V}$)
Suda referans nokta	Odanın uzak ucundan 3,5 mm
Ortam sıcaklığı	$+ 10^\circ\text{C} \dots + 40^\circ\text{C}$

- **Iba FC-65G iyon odası**

Iba FC-65G Farmer tipi bir iyon odasıdır (**Resim 14**). Bu iyon odaları genellikle foton ve elektron demetlerinin mutlak dozimetrisi için kullanılır. Ayrıca FC-65G derin doz ölçümleri, alan profilleri analizi ve proton alanlarının dozimetrisi için de uygundur (**53**). **Tablo 4**'te FC65-G iyon odasının özellikleri verilmiştir.



Resim 14. Iba FC-65G iyon odası.

Tablo 4. Iba FC-65G iyon odasının özellikleri.

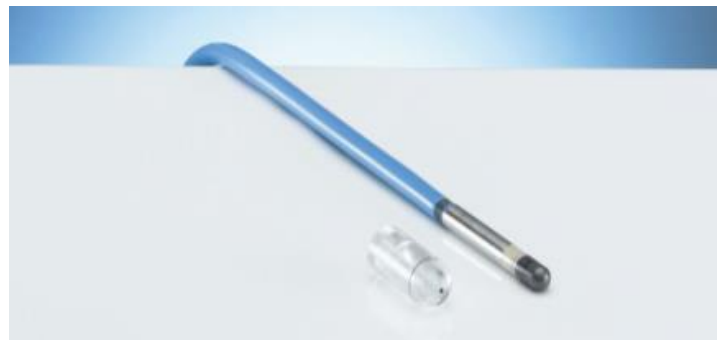
Dış elektrot	Grafit (1,82 g/cm ³)
İç elektrot	Alüminyum (2,7 g/cm ³)
Aktif volüm (nominal)	0,65 cm ³
Toplam aktif uzunluk	23,1 mm
Silindir iç çapı	6,2 mm
Duvar kalınlığı	0,4 mm
İç elektrotun çapı	1,0 mm
Kutuplaştırıcı voltaj	+ 300 V
Radyasyon kalite aralığı	1,3 MeV – 50 MV
Hassaslık	21 × 10 ⁻⁹ C/Gy

- **PTW Semiflex 31010 iyon odası**

31010 yarı esnek iyon odası, makul uzaysal çözünürlük elde etmek için küçük boyut ve kesin doz ölçümleri için de geniş hassas volüm arasındaki ideal bir uzlaşmadır. Bu özelliği 31010 iyon odasını, su fantomu sistemlerini taramada en çok kullanılan iyon odalarından biri yapar (54) (Resim 15). Tablo 5'te bazı özellikleri verilmiştir.

Tablo 5. PTW Semiflex 0,125cc iyon odasının özellikleri.

Uygulama	Radyoterapide Absolut (Mutlak) Dozimetri
Nominal hassas volüm	0,125 cm ³
Referans nokta	Oda ekseninde, odanın ucundan 4,5mm
Voltaj	400 V nominal (max. ± 500 V)
Hassas volüm duvarı	0,55 mm PMMA, / 1,19 g/cm ³ 0,15 mm grafit, / 0,82 g/cm ³
Hassas volüm yarıçapı	2,75 mm
Volüm uzunluğu	6,5 mm
Merkezi elektrot	Al 99,98, 1,1 mm çap
Build-up cap	PMMA, 3 mm kalınlığında
Radyasyon kalitesi	140 kV ... 50 MV fotonlar (10...45) MeV elektronlar (50...270) MeV protonlar
Alan boyutu	(3 × 3) cm ² ... (40 × 40) cm ²
Sıcaklık aralığı	+10 °C ... +40 °C
Hava basıncı	(700 – 1060) hPa



Resim 15. PTW Semiflex 31010 iyon odası.

- Elektrometre

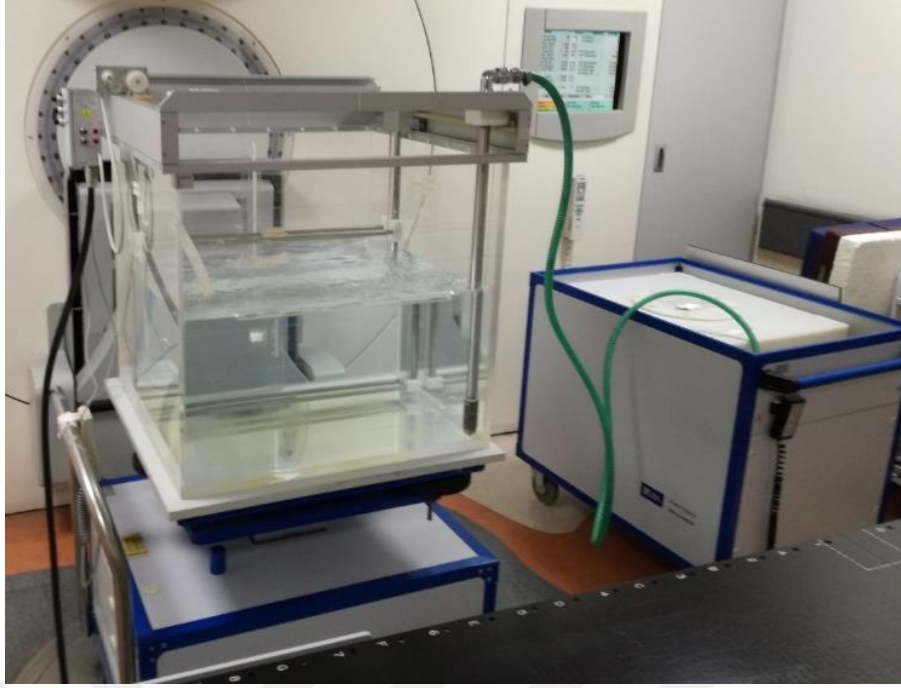
Bu çalışmada Iba Scanditronix Wellhöfer Dose-1 ve PTW Unidos webline elektrometreler kullanılmıştır (**Resim 16**).



Resim 16. Iba Dose 1 ve PTW Unidos elektrometreler.

3.1.2.3. Su Fantomu Sistemi

Çalışmada 'Scanditronix' Wellhöfer RFA 300 marka otomatik su fantomu kullanılmıştır (**Resim 17**). Bu su fantomu iki veya üç boyutlu doz tayininde kullanılan güvenilir bir dozimetre aygıtıdır. Su fantomu ölçülecek radyasyonun cinsine göre dedektör ve referans dedektörüyle birlikte kullanılır. Dedektörlerle elde edilen doz elektriksel sinyallere dönüştürülerek bağlantı kablolarıyla cihazın bilgisayarına iletilir. Bilgisayardaki Omni-Pro I'mRT programı yardımıyla dozun mesafeye ve derinliğe bağımlı grafikleri elde edilir. Programın ayrıca ölçülen değerleri sayısal olarak gösterebilme özelliği de vardır. Ölçülen derinlik aralığında her derinliğe karşılık doz değerleri elde edilebilmektedir (**29**).



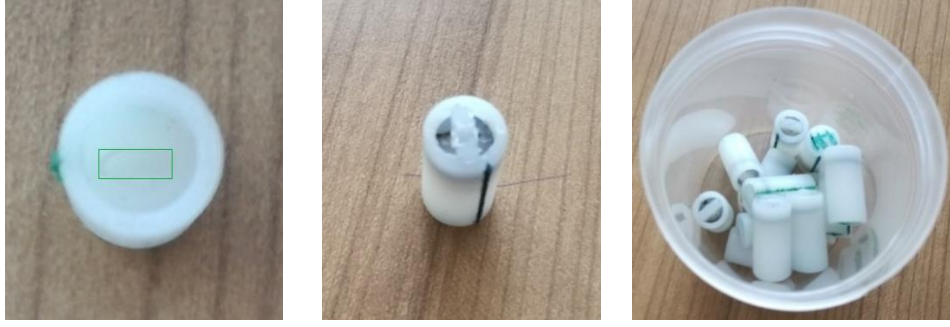
Resim 17. Su tankı ve fantomdan oluşan su fantomu sistemi.

3.2. Yöntem

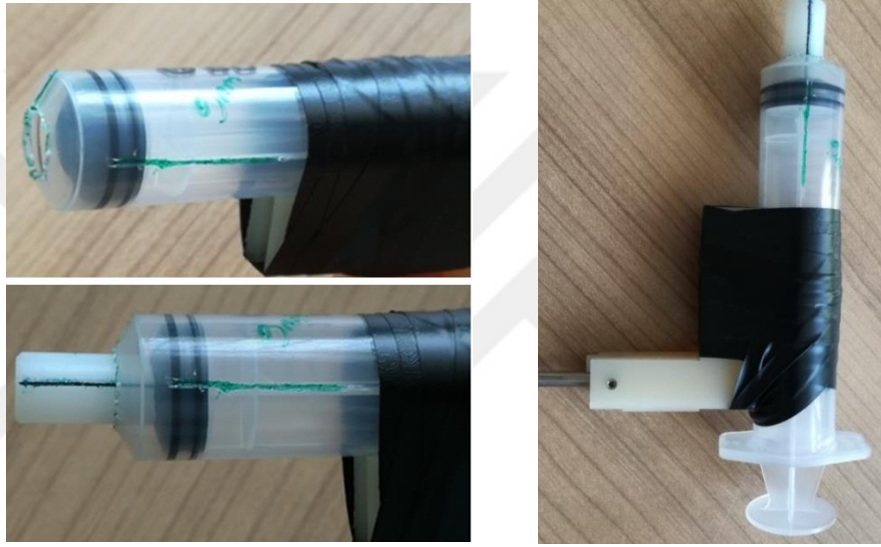
Su fantomunda yapılan ölçümlerde su seviyesi SSD=100 cm'de ayarlanmıştır. Ölçümler 10 cm derinlikte ve sırasıyla 0,5 cm × 0,5 cm, 1 cm × 1 cm, 1,5 cm × 1,5 cm, 2 cm × 2 cm, 2,5 cm × 2,5 cm, 3 cm × 3 cm, 3,5 cm × 3,5 cm, 4 cm × 4 cm, 5 cm × 5 cm, 6 cm × 6 cm, 8 cm × 8 cm, 10 cm × 10 cm, 12 cm × 12 cm, 15 cm × 15 cm, 20 cm × 20 cm, 25 cm × 25 cm ve 30 cm × 30 cm boyutlu alanlarda gerçekleştirilmiştir. İyon odası ölçümleri efektif ölçüm noktalarında yapılmıştır.

3.2.1. TLD Ölçümleri

TLD'ler 400°C'de 1 saat ve 100°C'de 2 saat fırınlanmıştır. Su fantomunda TLD'ler ile ölçüm yapabilmek için TLD'ler su geçirmez kapsüllere yerleştirilmiş ve bir enjektör kullanılarak bu kapsülleri tutacak sistem tasarlanmıştır (**Resim 18 ve Resim 19**).

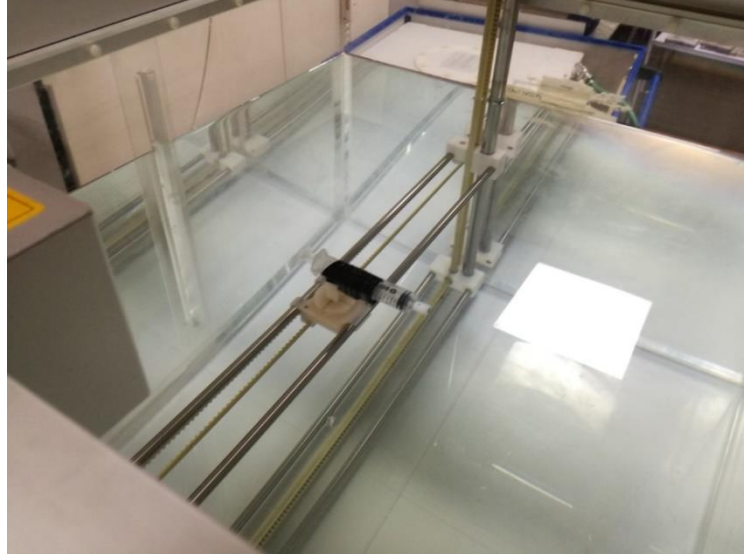


Resim 18. Işınlama sırasında TLD'lerin konulduğu su geçirmez kapsüller.

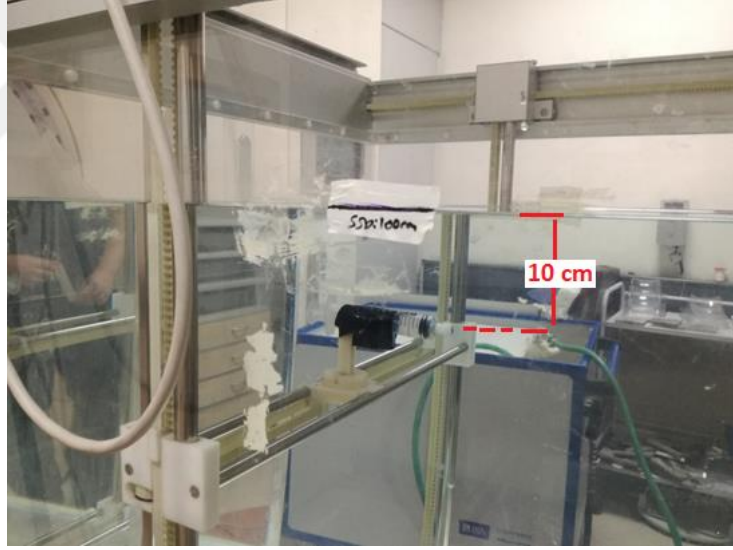


Resim 19. TLD kapsüllerini tutan ve su fantomuna takılabilen mekanizma.

TLD kapsülünü taşıyan sabitleme enjektör sistemi **Resim 20**'deki gibi su fantomuna yerleştirilmiştir. TLD kapsülü su seviyesinde ve alanın merkezinde dikkatli bir şekilde konumlandırılmıştır. Bu nokta su fantomu bilgisayarında 'sıfır noktası' olarak tanımlanmış ve kapsül 10 cm derinliğe gönderilerek konumlandırılmıştır (**Resim 21**). Tüm alanlar için bu set-up tekrarlanarak her alanda 3'er adet ölçüm yapılmıştır. Her ölçüm için ışınlanan TLD'lere ait kapsül çıkarılarak yeni TLD'yi içeren kapsül yerleştirilmiştir.



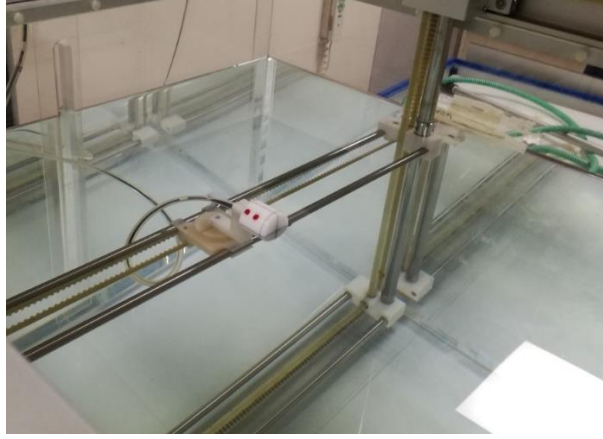
Resim 20. TLD 100 için su fantomunda ölçüm düzeneği.



Resim 21. Su seviyesinden 10 cm derinlikteki TLD kapsülü.

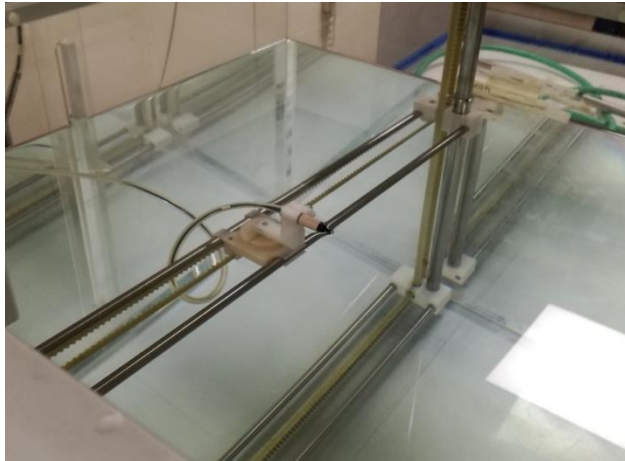
3.2.2. Iba CC01 Ölçümleri

Iba CC01 iyon odası su fantomundaki dedektör platformuna **Resim 22**'deki gibi yerleştirilmiştir. İyon odasını alan merkezinde ve su seviyesinde doğru bir şekilde konumlandırabilmek için yardımcı kep kullanılmıştır.



Resim 22. CC01 iyon odasının başlık yardımı ile konumlandırılması.

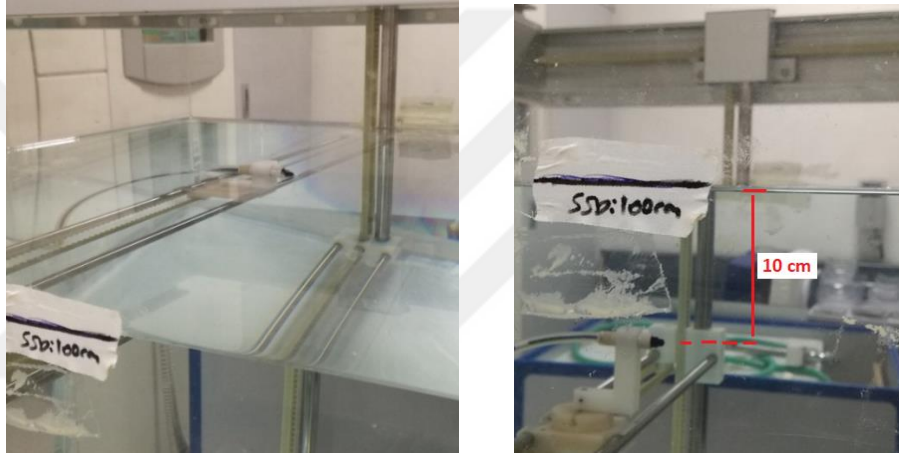
İyon odaları ile ölçüm yapılırken dedektörler efektif ölçüm noktasında konumlandırılmıştır. Efektif ölçüm noktası yüksek enerjili fotonlar için iyon odasının merkezinden radyasyon kaynağına doğru 0,75r uzaklıktadır. Bu nedenle $r=1$ mm kavite yarıçapına sahip olan CC01 iyon odası su seviyesinden 0,75mm derinlikte konumlandırılmış ve bu nokta su fantomunda ‘sıfır noktası’ olarak tanımlanmıştır. Bundan sonra konumlandırma kepi çıkarılarak dedektör 10 cm derinliğe indirilmiş ve “set-up” tamamlanmıştır (**Resim 23**). Bu noktada sırasıyla bütün alanlarda ve her alan için 3'er ölçüm yapılmıştır.



Resim 23. Su yüzeyindeki CC01 iyon odası.

3.2.3. Iba CC04 Ölçümleri

Iba CC04 iyon odası su fantomuna yerleştirilmiştir. Dedektörü alanın merkezinde ve su seviyesinde konumlandırmak için bir yardımcı kep kullanılmıştır. İyon odasının efektif ölçüm noktasını su seviyesine getirmek için dedektör merkezi 1,5 mm derine indirilip bu nokta sıfır noktası olarak kaydedilmiştir. Daha sonra dedektör bu noktadan 10 cm derine gönderilmiş ve her alan için 3'er ölçüm yapılmıştır (**Resim 24** ve **Resim 25**).



Resim 24. CC04 iyon odasının su yüzeyinde ve 10 cm derinlikte görünümü.



Resim 25. CC04 iyon odasının alan ışığındaki görünümü.

3.2.4. Iba CC13 Ölçümleri

Iba CC13 iyon odası yardımcı kep ile su fantomundaki dedektör tutucuya yerleştirilmiştir. Dedektör alanın merkezinde ve su yüzeyinde hassas bir şekilde konumlandırıldıktan sonra yardımcı kep çıkarılmıştır (**Resim 26**).



Resim 26. Iba CC13 iyon odasının su yüzeyinde başlıklı ve başlıksız görünümü.

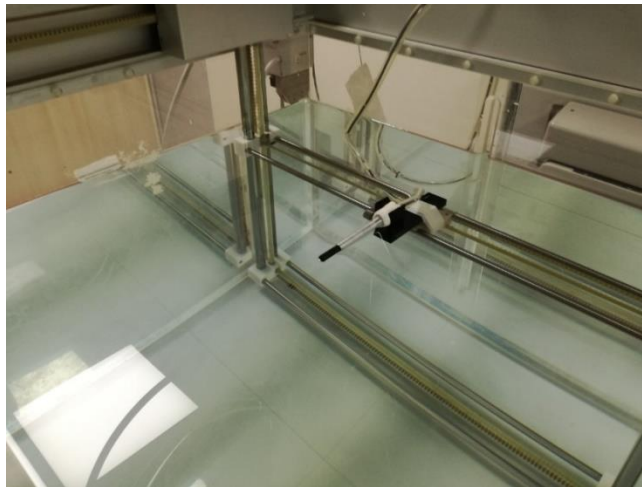
CC13 iyon odası merkezi eksenine 2,25 mm derine indirilerek efektif ölçüm noktası su yüzeyinde ayarlanmıştır. Bu nokta 'sıfır noktası' olarak tanımlanmış ve dedektör bu noktadan 10 cm derinde konumlandırılmıştır. Her alan için 3'er adet olmak üzere tüm alanlarda ölçüm yapılmıştır (**Resim 27**).



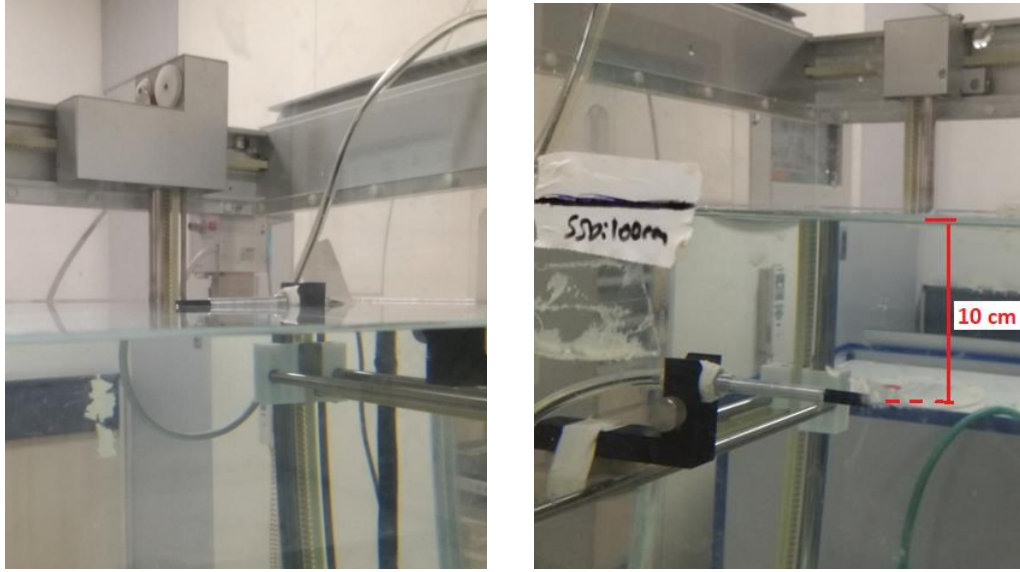
Resim 27. CC13 iyon odasının 10 cm × 10 cm'lik alandaki konumu.

3.2.5. Iba FC-65G Ölçümleri

FC-65G Farmer tipi iyon odası su fantomuna yerleştirilip “build-up” kep ile alan merkezinde ve su yüzeyinde konumlandırılmıştır. Daha sonra su seviyesinden 2,3 mm derine indirilerek efektif ölçüm noktası su yüzeyinde ayarlanmıştır. Bu nokta ‘sıfır noktası’ olarak tanımlanmış ve dedektör bu noktadan 10 cm derinde konumlandırılmıştır. Bu noktada her alan için 3'er adet olmak üzere tüm alanlarda ölçüm yapılmıştır (**Resim 28 ve Resim 29**).



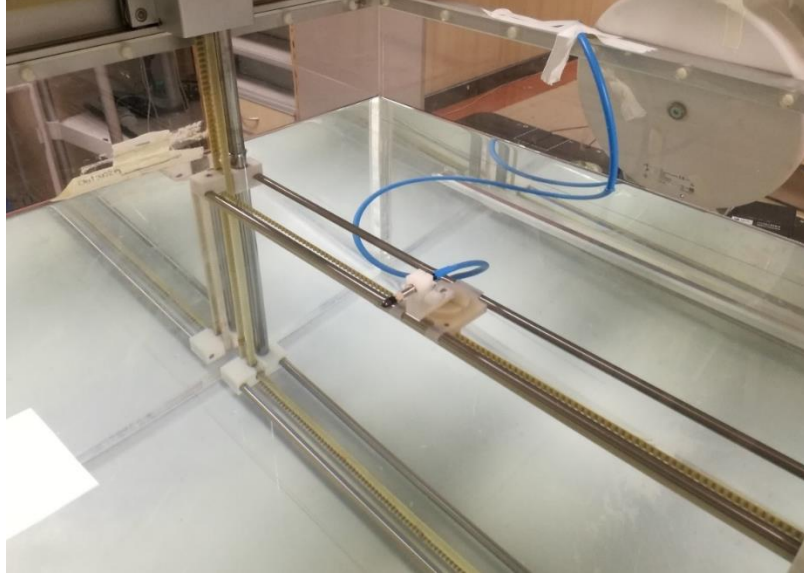
Resim 28. Su fantomuna yerleştirilmiş Iba FC-65G iyon odası.



Resim 29. Iba FC65-G iyon odasının su yüzeyinde ve 10 cm derinlikteki görünümü.

3.2.6. PTW Semiflex 31010 Ölçümleri

PTW 31010 iyon odası su fantomuna yerleştirilmiş ve dedektör “build-up” kep ile alan merkezinde ve su seviyesinde konumlandırılmıştır. Daha sonra iyon odası 2 mm derine indirilerek dedektörün efektif ölçüm noktası su seviyesine getirilmiştir. Bu nokta sıfır noktası olarak kaydedilip dedektör 10 cm derine gönderilmiştir (**Resim 30 ve Resim 31**). Ölçüm derinliğinde (10 cm) her alan için 3'er adet olmak üzere tüm alanlarda ölçüm yapılmıştır.



Resim 30. Su fantomuna yerleştirilmiş PTW 31010 iyon odası.



Resim 31. PTW 31010 iyon odası su yüzeyinde ve ölçüm noktasında ($d=10$ cm).

4. BULGULAR

Farklı alan boyutları için beş farklı iyon odası ve TLD'ler kullanılarak 6 MV enerjili foton demeti ile 100 MU radyasyon verildiğinde dozimetrelerden okunan değerler **Tablo 6**'da verilmiştir.

Tablo 6. 6 MV enerjili foton demeti için çeşitli alanlarda farklı dedektörler kullanılarak ölçülen doz değerleri.

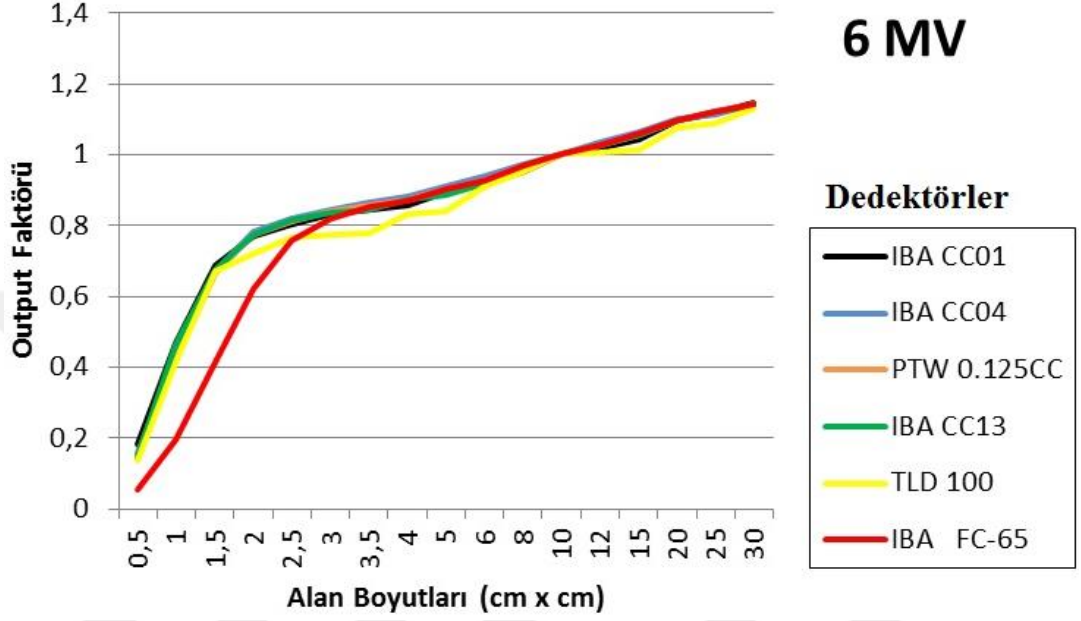
6 MV için Ölçülen Doz Değeri (cGy)						
Alan Boyutları (cm × cm)	Dedektörler					
	CC01	CC04	0,125 CC	CC13	TLD 100	FC-65
0,5 × 0,5	12,28	35,40	9,54	14,0	8,62	3,524
1 × 1	31,40	97,08	28,9	43,3	26,2	12,96
1,5 × 1,5	46,30	151,62	45,5	63,26	42,4	27,74
2 × 2	51,78	176,54	52,8	72,5	45,6	41,70
2,5 × 2,5	54,06	185,64	55,4	76,14	48,6	50,66
3 × 3	55,72	190,44	57,2	78,24	49,2	54,98
3,5 × 3,5	56,64	195,76	58,4	78,88	49,4	56,94
4 × 4	57,46	199,52	59,5	81,62	52,6	58,24
5 × 5	60,04	205,80	61,6	82,96	53,4	60,48
6 × 6	61,66	212,20	63,2	86,06	57,8	62,14
8 × 8	64,06	219,60	66,0	90,74	60,2	64,94
10 × 10	67,16	226,0	68,2	93,54	63,4	66,94
12 × 12	68,34	233,70	70,0	96,10	63,8	68,74
15 × 15	69,90	240,10	72,0	97,76	64,2	70,80
20 × 20	73,54	248,40	74,8	102,64	68,2	73,46
25 × 25	75,12	251,60	76,6	104,96	69,0	75,16
30 × 30	76,88	258,0	78,0	106,56	71,6	76,44

6 MV enerjili fotonlar için **Tablo 6**'daki doz değerleri kullanılarak her bir dedektörün ölçüm alanlarındaki output faktörleri **Tablo 7**'de verilmiştir.

Tablo 7. 6 MV enerjili foton demetleri kullanılarak, çeşitli alanlarda farklı dedektörler için elde edilen output faktörü değerleri.

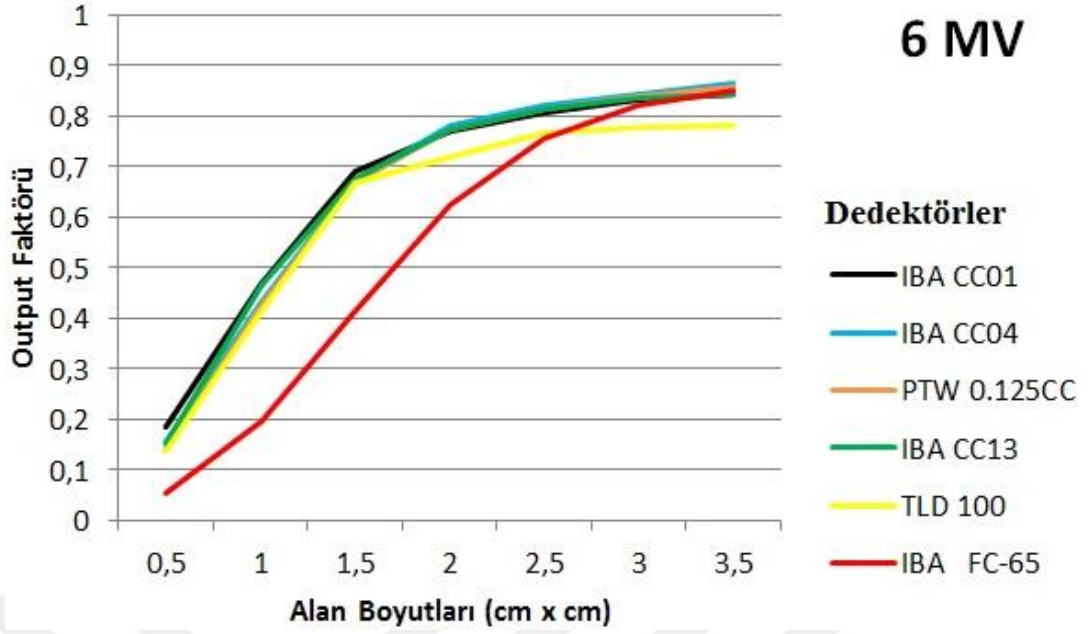
6 MV için Output Faktör Değeri						
Alan Boyutları (cm × cm)	Dedektörler					
	CC01	CC04	0,125 CC	CC13	TLD 100	FC-65
0,5 × 0,5	0,183	0,157	0,140	0,150	0,136	0,053
1 × 1	0,468	0,430	0,424	0,463	0,413	0,194
1,5 × 1,5	0,689	0,671	0,667	0,676	0,669	0,414
2 × 2	0,771	0,781	0,774	0,775	0,719	0,623
2,5 × 2,5	0,805	0,821	0,812	0,814	0,767	0,757
3 × 3	0,830	0,843	0,839	0,836	0,776	0,821
3,5 × 3,5	0,843	0,866	0,856	0,843	0,779	0,851
4 × 4	0,856	0,883	0,872	0,873	0,830	0,870
5 × 5	0,894	0,911	0,903	0,887	0,842	0,903
6 × 6	0,918	0,939	0,927	0,920	0,912	0,928
8 × 8	0,954	0,972	0,968	0,970	0,950	0,970
10 × 10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
12 × 12	1,018	1,034	1,026	1,027	1,006	1,027
15 × 15	1,041	1,062	1,056	1,056	1,013	1,058
20 × 20	1,095	1,099	1,097	1,097	1,076	1,097
25 × 25	1,119	1,113	1,123	1,122	1,088	1,123
30 × 30	1,145	1,142	1,144	1,139	1,129	1,142

Tablo 7'deki veriler kullanılarak oluşturulan 6 MV enerjili fotonlar için tüm alanların output faktörü grafiği **Grafik 1**'de verilmiştir.

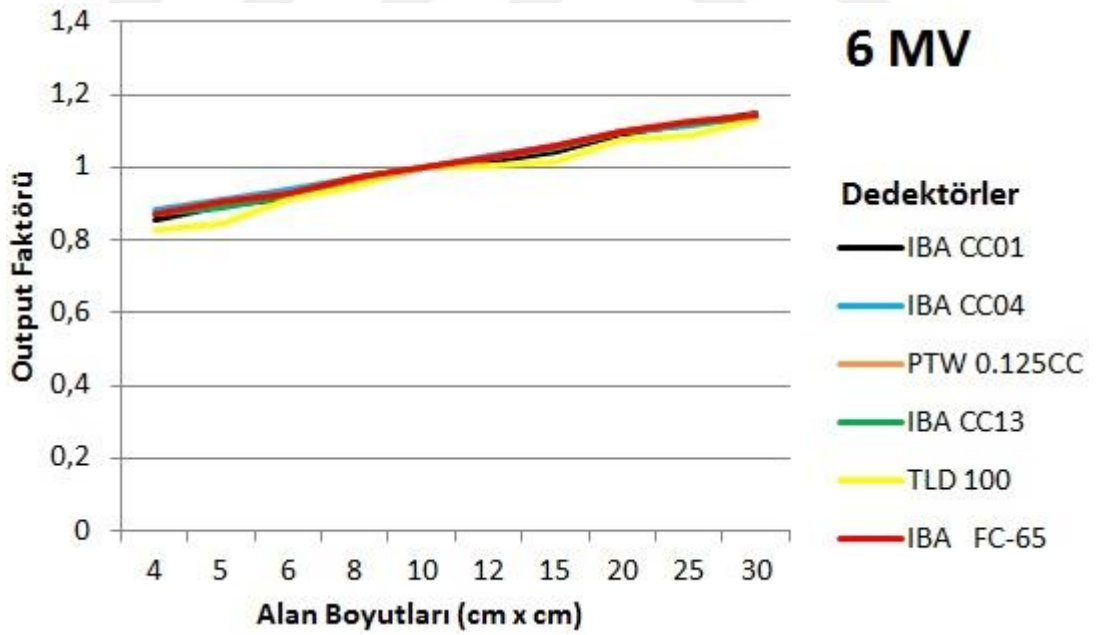


Grafik 1. 6 MV foton enerjileri için elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği.

Tablo 7'de verilen 6 MV foton enerjileri için küçük ve büyük alanların output faktörlerinin grafiği sırasıyla **Grafik 2** ve **Grafik 3**'te verilmiştir.



Grafik 2. 6 MV foton enerjileri için küçük alanların output faktörü değerlerinin grafiği.

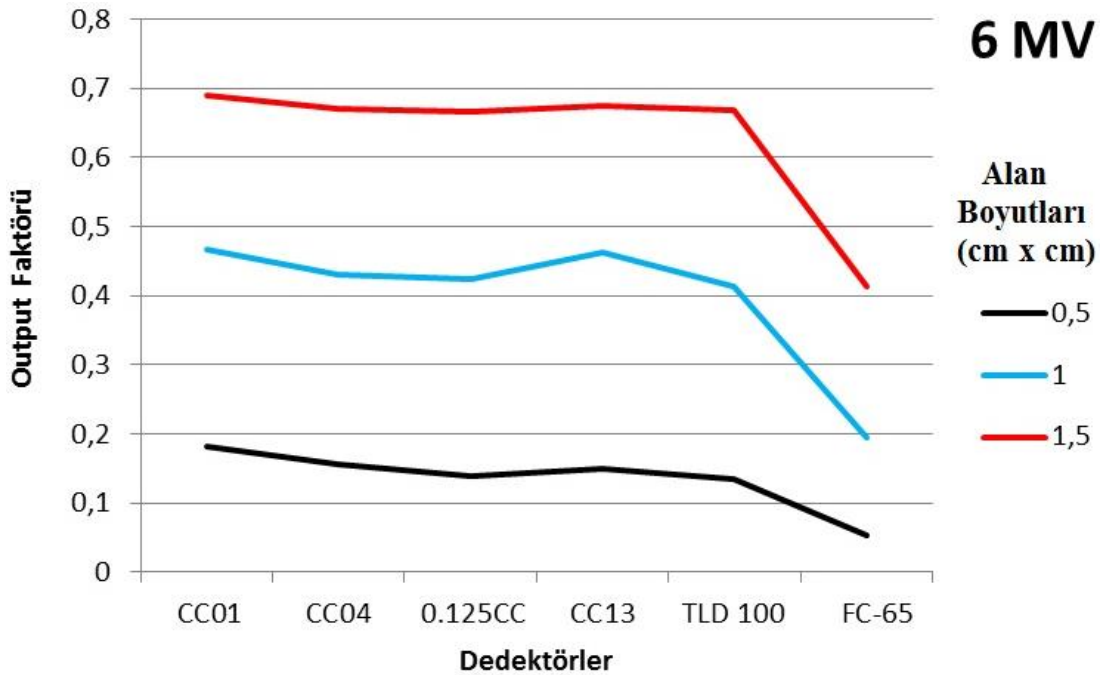


Grafik 3. 6 MV foton enerjileri için büyük alanların output faktörü değerlerinin grafiği.

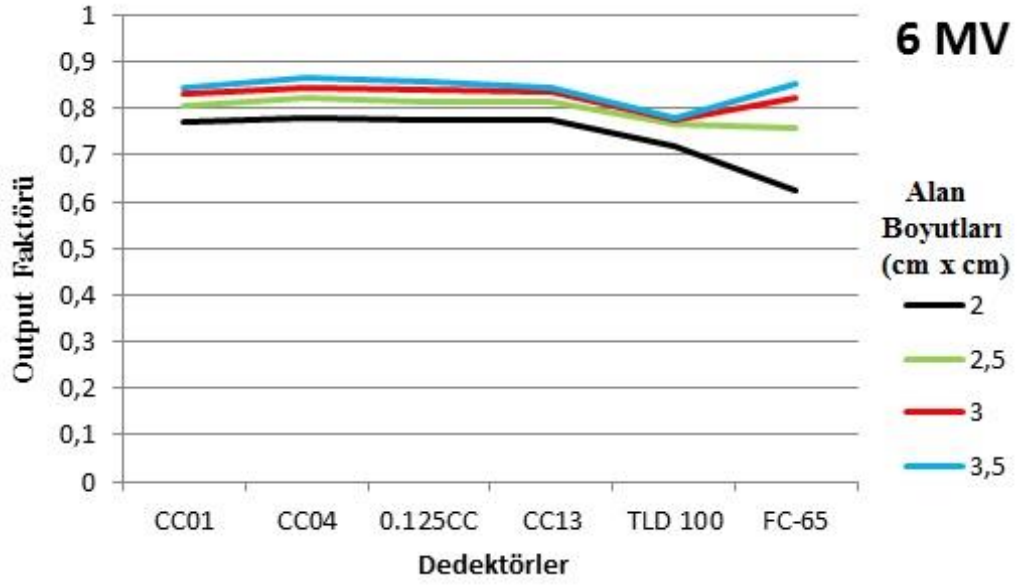
Alan boyutunun azalması ile birlikte ışın merkezi eksenini boyunca doz oranındaki azalmanın doğrusal olmaması nedeniyle küçük alan dozimetri için uygun olan bir dedektör çok daha küçük alanlar için uygun olmayabilir. Bu nedenle Sharma ve ark. küçük foton alanlarını, ‘konvansiyonel küçük foton alanları’ ve ‘çok küçük foton alanları’ olarak ikiye ayırmıştır. Burada 1,5 cm × 1,5 cm alan boyutu sınır olarak kabul edilmiş olup bu alan ve daha küçük alanlar çok küçük alanlar olarak sınıflandırılmıştır (48).

Bu çalışmada 1,5 cm × 1,5 cm ve daha küçük alanlar ‘çok küçük alanlar’, 2 cm × 2 cm’den 4 cm × 4 cm’ye kadar olan alanlar ‘konvansiyonel küçük alanlar’ ve 4 cm × 4 cm ve daha büyük alanlar ise ‘büyük alanlar’ olarak sınıflandırılmış ve buna göre grafikler oluşturulmuştur.

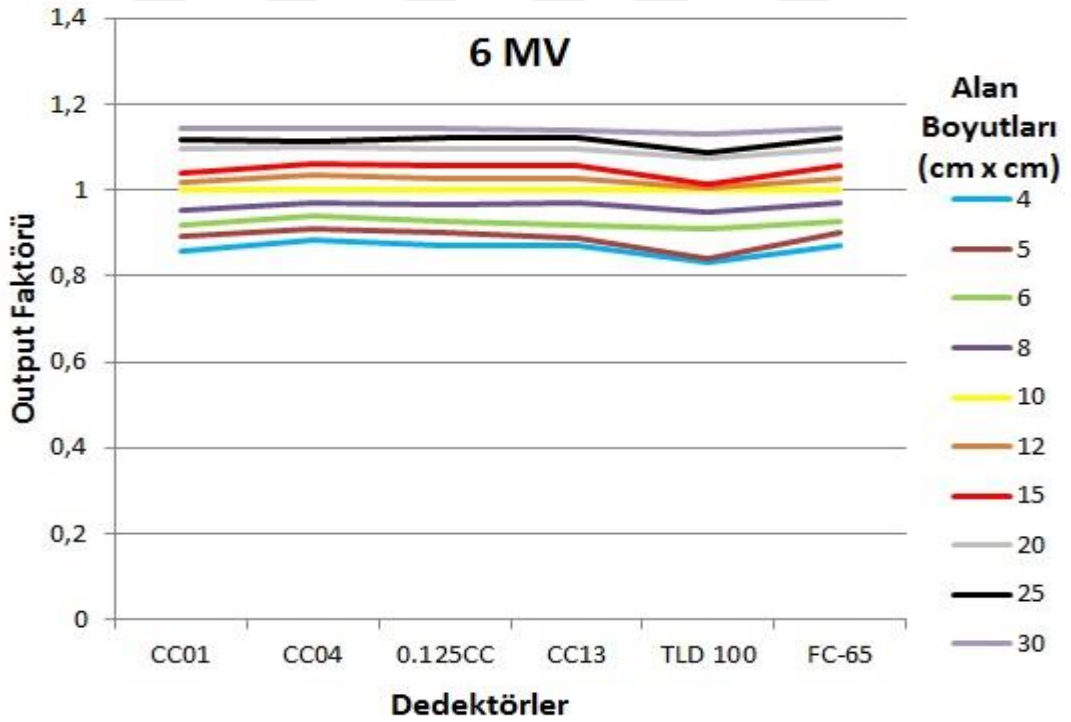
Tablo 7’deki veriler kullanılarak oluşturulan 6 MV enerjili fotonlar için çok küçük alanlar, konvansiyonel küçük alanlar ve büyük alanlardaki output faktörü grafikleri sırasıyla **Grafik 4**, **Grafik 5** ve **Grafik 6**’da verilmiştir.



Grafik 4. 6 MV enerjili foton demetleri için çok küçük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği.



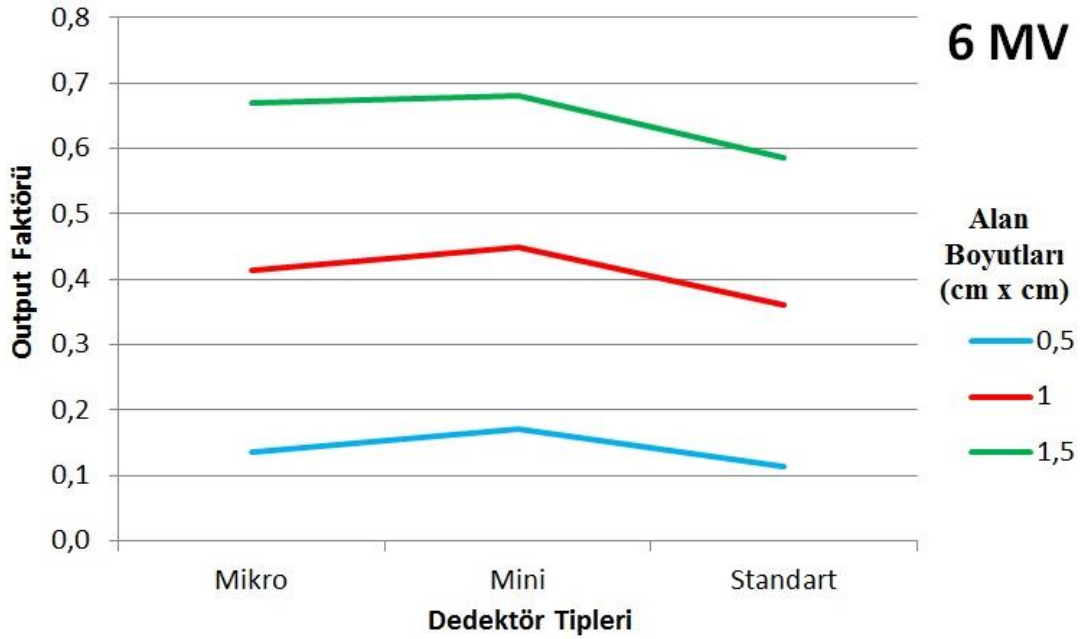
Grafik 5. 6 MV enerjili foton demetleri için konvansiyonel küçük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği.



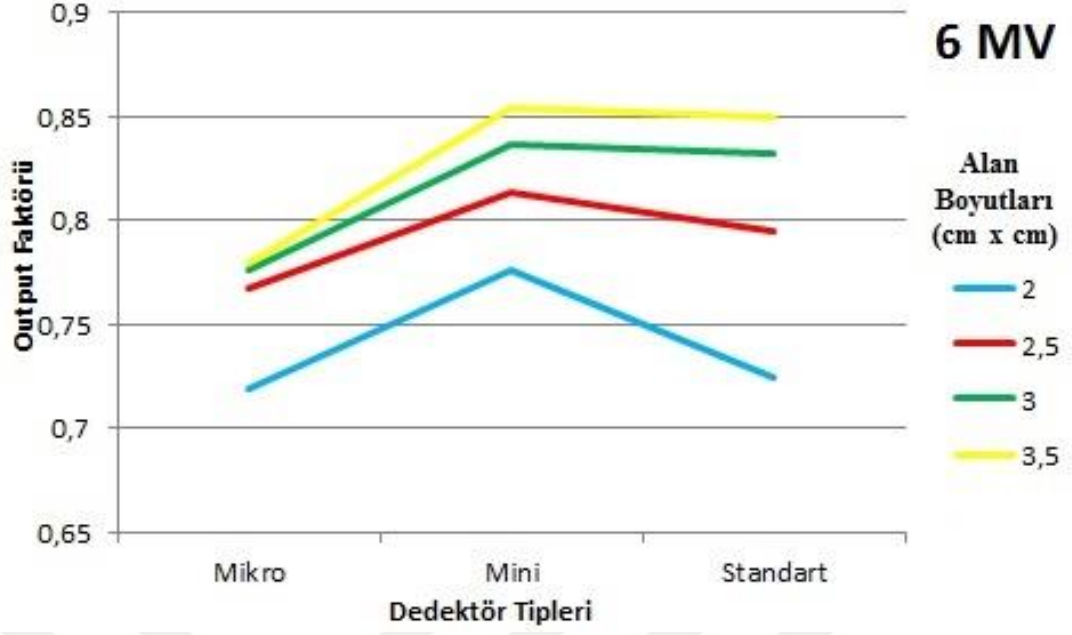
Grafik 6. 6 MV enerjili foton demetleri için büyük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği.

“American Association of Physicists in Medicine”(AAPM) Task Group 106 (TG-106) no’lu raporunda, radyoterapide doz ölçümünde kullanılan dedektörler aktif hacimlerine göre sınıflandırılmıştır. Buna göre, aktif hacimleri 10 mm^3 ’ten küçük dedektörler “mikro”, 10 mm^3 ve 40 mm^3 arasında aktif hacme sahip dedektörler “mini” ve aktif hacmi 40 mm^3 ’ten büyük dedektörler de “standart” dedektörler olarak sınıflandırılmıştır (9).

Bu çalışmada TG-106 dikkate alınarak TLD’ler mikro dedektör, CC01 ve CC04 mini dedektör, PTW Semiflex (0,125 cc), CC13 ve FC-65 standart dedektör olarak kabul edilmiştir. 6 MV enerjili fotonlar için üç farklı tip dedektör kullanılarak elde edilen çok küçük ve konvansiyonel küçük alanların output faktörlerinin grafiği sırasıyla **Grafik 7** ve **Grafik 8**’de verilmiştir.



Grafik 7. 6 MV enerjili fotonlarda mikro, mini ve standart dedektörler için çok küçük alanların output faktörlerinin grafiği.



Grafik 8. 6 MV enerjili fotonlarda mikro, mini ve standart dedektörler için konvansiyonel küçük alanların output faktörlerinin grafiği.

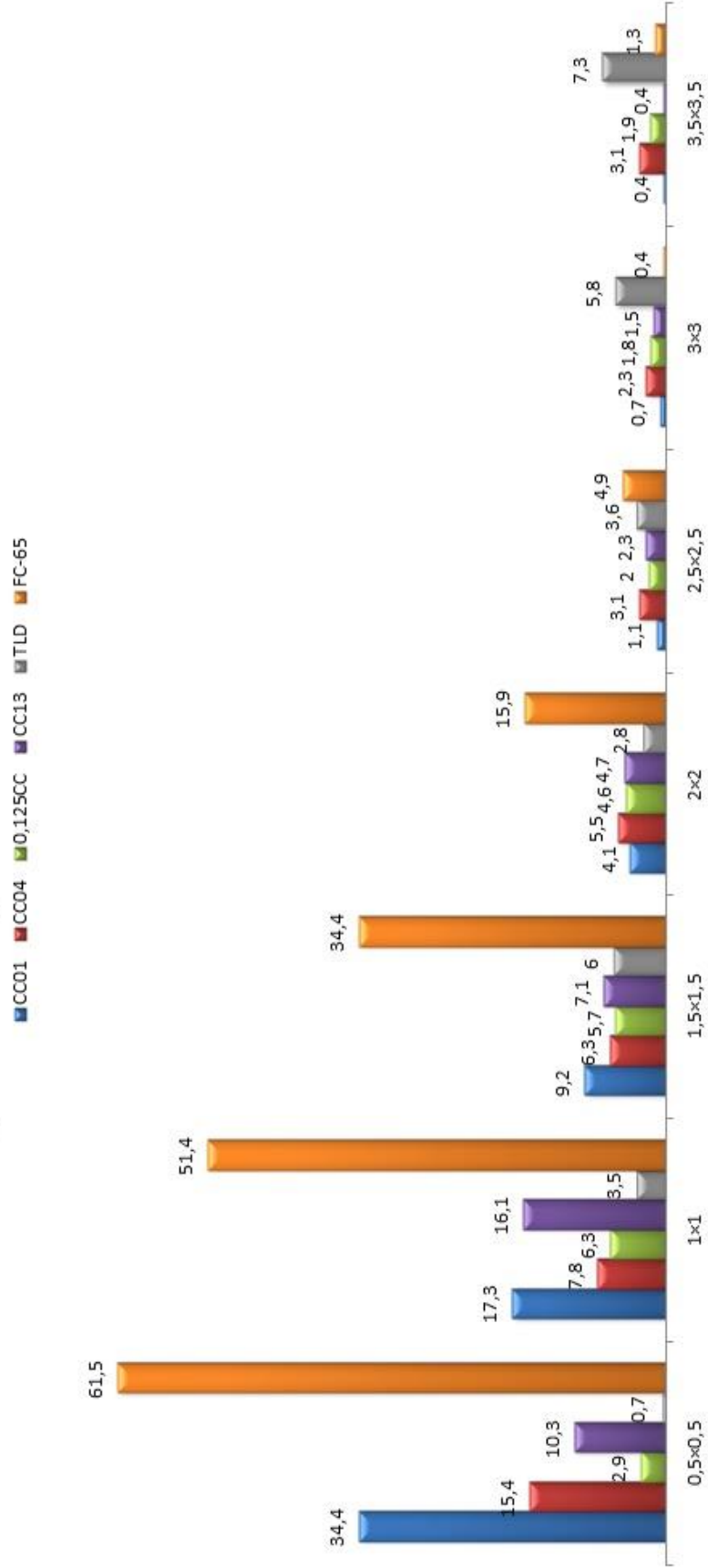
6 MV enerjili fotonlar için her bir alanın ortalama output faktörü (OF), standart sapması, her bir dedektörün her alan için ortalamadan farkı ve yüzdesi **Tablo 8'**de gösterilmiştir.

Tablo 8. 6 MV için her alanda ortalama output faktörü, standart sapması, dedektörlerin ortalamadan farkı ve yüzdesi.

Alanlar (cm ²)	Ortalama OF	Standart Sapma	Ortalamadan Fark						Ortalamadan Mutlak Fark Yüzdesi					
			CC01	CC04	0.125CC	CC13	TLD	FC-65	CC01	CC04	0.125CC	CC13	TLD	FC-65
0,5	0,137	0,044	0,047	0,021	0,004	0,014	-0,001	-0,084	34,4	15,4	2,9	10,3	0,7	61,5
1	0,399	0,103	0,069	0,031	0,025	0,064	0,014	-0,205	17,3	7,8	6,3	16,1	3,5	51,4
1,5	0,631	0,107	0,058	0,04	0,036	0,045	0,038	-0,217	9,2	6,3	5,7	7,1	6,0	34,4
2	0,741	0,062	0,03	0,041	0,034	0,035	-0,021	-0,118	4,1	5,5	4,6	4,7	2,8	15,9
2,5	0,796	0,027	0,009	0,025	0,016	0,018	-0,029	-0,039	1,1	3,1	2,0	2,3	3,6	4,9
3	0,824	0,025	0,006	0,019	0,015	0,012	-0,048	-0,003	0,7	2,3	1,8	1,5	5,8	0,4
3,5	0,840	0,031	0,003	0,026	0,016	0,003	-0,061	0,011	0,4	3,1	1,9	0,4	7,3	1,3
4	0,864	0,019	-0,008	0,019	0,008	0,009	-0,034	0,006	0,9	2,2	0,9	1,0	3,9	0,7
5	0,890	0,025	0,004	0,021	0,013	-0,003	-0,048	0,013	0,4	2,4	1,5	0,3	5,4	1,5
6	0,924	0,009	-0,006	0,015	0,003	-0,004	-0,012	0,004	0,6	1,6	0,3	0,4	1,3	0,4
8	0,964	0,009	-0,01	0,008	0,004	0,006	-0,014	0,006	1,0	0,8	0,4	0,6	1,5	0,6
10	1,000	0,000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
12	1,023	0,010	-0,005	0,011	0,003	0,004	-0,017	0,004	0,5	1,1	0,3	0,4	1,7	0,4
15	1,048	0,019	-0,007	0,014	0,008	0,01	-0,035	0,01	0,7	1,3	0,8	1,0	3,3	1,0
20	1,094	0,009	0,002	0,006	0,004	0,004	-0,018	0,004	0,2	0,5	0,4	0,4	1,6	0,4
25	1,115	0,014	0,004	-0,002	0,008	0,008	-0,027	0,008	0,4	0,2	0,7	0,7	2,4	0,7
30	1,141	0,006	0,004	0,001	0,003	0,001	-0,012	0,001	0,4	0,1	0,3	0,1	1,1	0,1

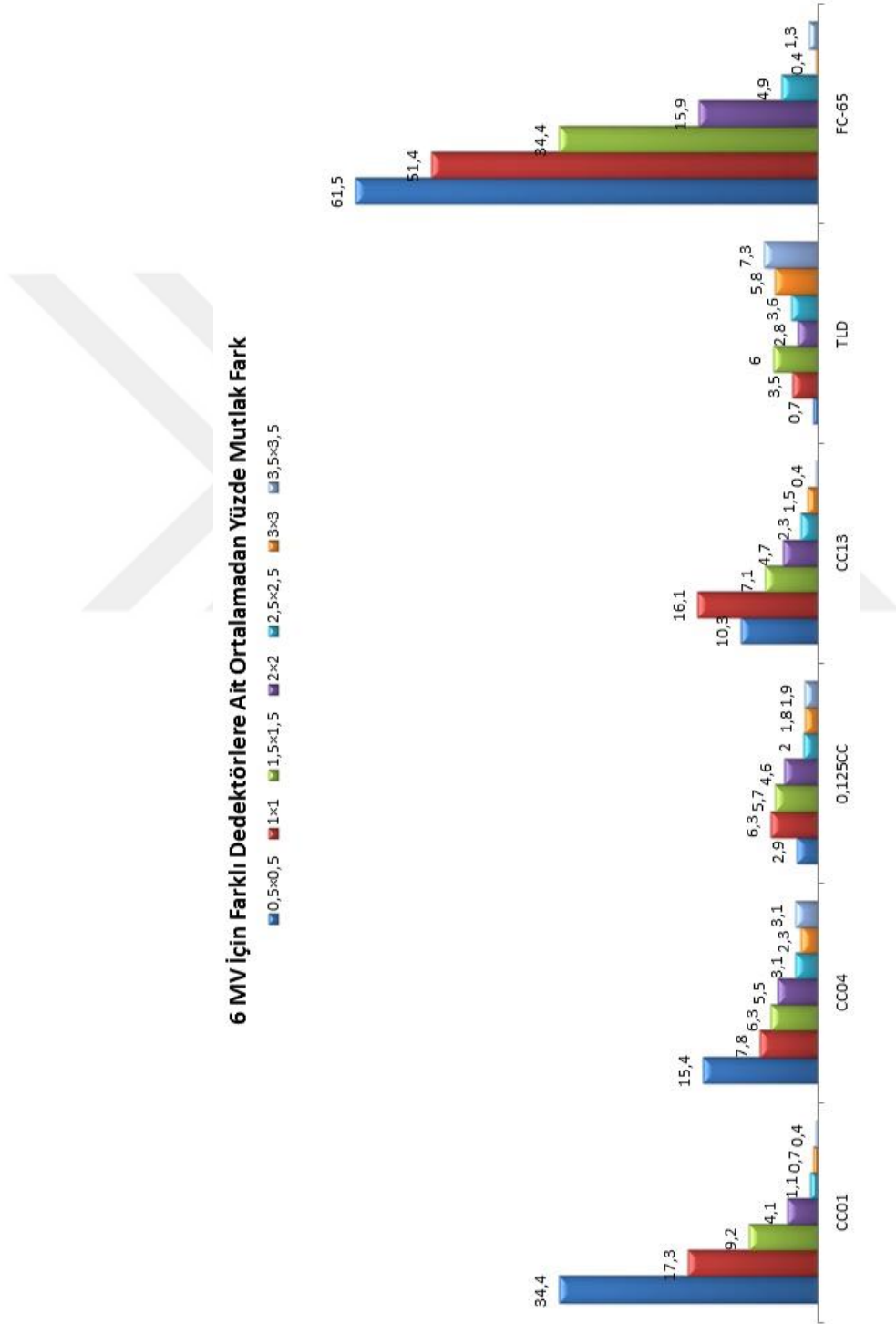
Tablo 8'den elde edilen veriler ile oluşturulan farklı alan boyutlarına ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği **Grafik 9'**da verilmiştir.

6 MV için Farklı Alan Boyutlarına Ait Ortalamadan Yüzde Mutlak Fark



Grafik 9. 6 MV için dedektörlere göre farklı alan boyutlarına ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği.

Tablo 8'den elde edilen veriler ile oluşturulan alan boyutlarına göre farklı dedektörlere ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği **Grafik 10**'da verilmiştir.



Grafik 10. 6 MV için alan boyutlarına göre farklı dedektörlere ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği.

Farklı alan boyutları için beş farklı iyon odası ve TLD'ler kullanılarak 18 MV enerjili foton demeti ile 100 MU radyasyon verildiğinde dozimetrelerden okunan değerler **Tablo 9**'da verilmiştir.

Tablo 9. 18 MV enerjili foton demeti için çeşitli alanlarda farklı dedektörler kullanılarak ölçülen doz değerleri.

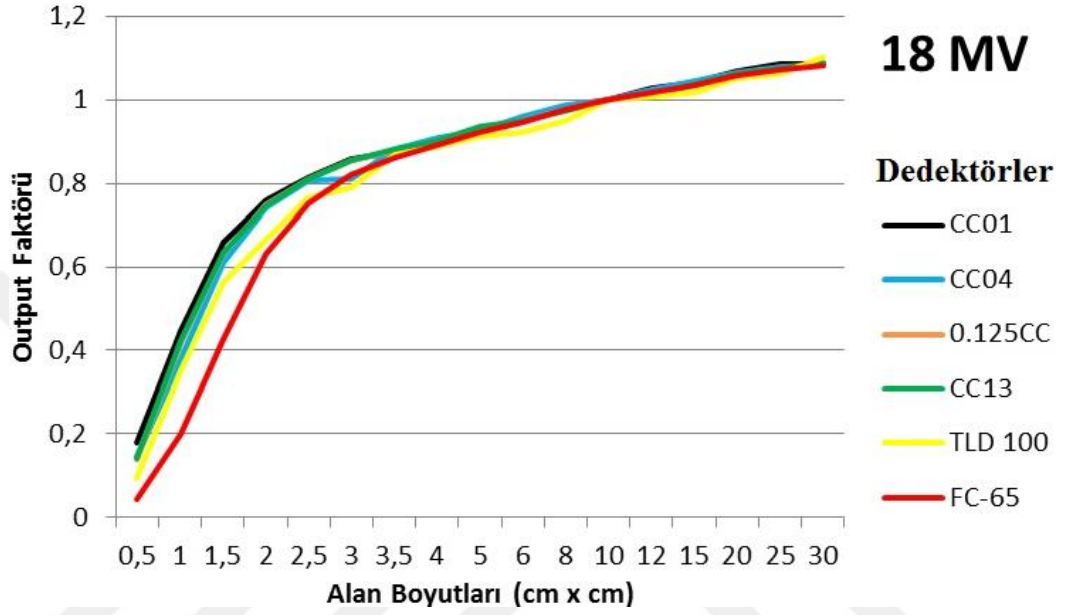
18 MV için Ölçülen Doz Değeri (cGy)						
Alan Boyutları (cm × cm)	Dedektörler					
	CC01	CC04	0,125 CC	CC13	TLD 100	FC-65
0,5 × 0,5	13,86	38,1	11,0	15,38	6,90	3,3
1 × 1	34,42	99,76	33,2	45,68	25,6	15,64
1,5 × 1,5	50,56	160,72	50,1	68,56	41,0	33,34
2 × 2	58,44	195,2	59,6	80,7	48,4	49,0
2,5 × 2,5	62,56	212,6	64,4	87,38	56,0	58,54
3 × 3	66,04	213,4	67,8	92,1	57,6	63,98
3,5 × 3,5	67,32	232,3	69,9	95,38	63,4	67,1
4 × 4	69,22	238,8	71,6	97,54	65,0	69,4
5 × 5	71,28	243,8	73,8	101,14	66,6	71,9
6 × 6	73,62	252,3	75,4	102,74	67,2	73,6
8 × 8	75,52	259,6	77,6	105,3	69,4	75,96
10 × 10	76,9	263,1	79,4	107,98	73,0	77,82
12 × 12	79,02	269,1	80,6	109,02	73,6	79,06
15 × 15	80,06	275,0	82,2	112,16	74,4	80,44
20 × 20	82,12	279,9	84,0	114,6	76,8	82,34
25 × 25	83,36	283,3	85,2	116,1	77,6	83,5
30 × 30	83,62	285,5	86,2	117,44	80,4	84,1

18 MV enerjili fotonlar için **Tablo 9**'daki doz değerleri kullanılarak, her bir dedektörün ölçüm alanlarındaki output faktör değeri **Tablo 10**'da verilmiştir.

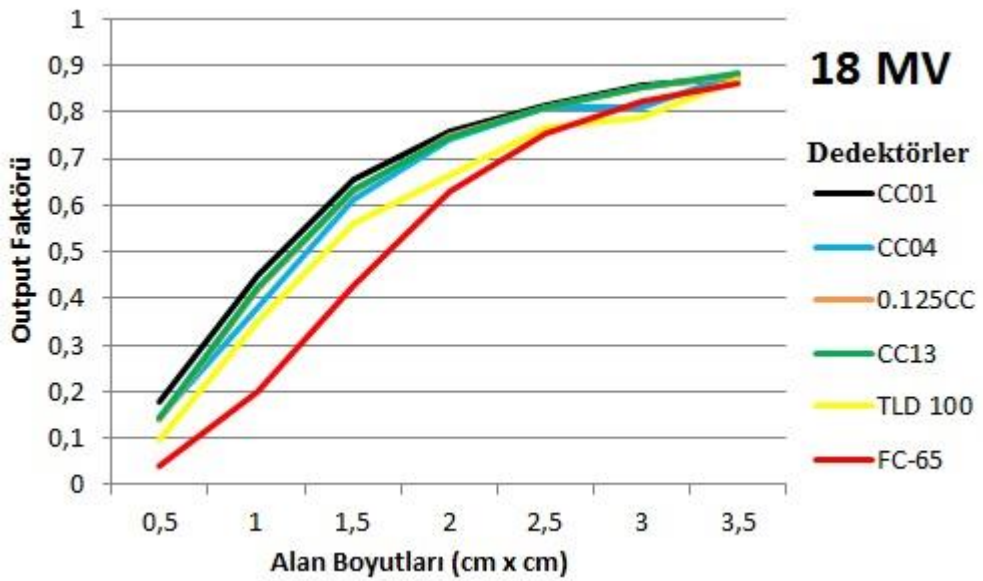
Tablo 10. 18 MV enerjili foton demetleri kullanılarak, çeşitli alanlarda farklı dedektörler için output faktörü değerleri.

18 MV için Output Faktör Değeri						
Alan Boyutları (cm × cm)	Dedektörler					
	CC01	CC04	0,125 CC	CC13	TLD 100	FC-65
0,5 × 0,5	0,180	0,145	0,139	0,142	0,095	0,042
1 × 1	0,448	0,379	0,418	0,423	0,351	0,201
1,5 × 1,5	0,657	0,611	0,631	0,635	0,562	0,428
2 × 2	0,760	0,742	0,751	0,747	0,663	0,630
2,5 × 2,5	0,814	0,808	0,811	0,809	0,767	0,752
3 × 3	0,859	0,811	0,854	0,853	0,789	0,822
3,5 × 3,5	0,875	0,883	0,880	0,883	0,868	0,862
4 × 4	0,900	0,908	0,902	0,903	0,890	0,892
5 × 5	0,927	0,927	0,929	0,937	0,912	0,924
6 × 6	0,957	0,959	0,950	0,951	0,921	0,946
8 × 8	0,982	0,987	0,977	0,975	0,951	0,976
10 × 10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
12 × 12	1,028	1,023	1,015	1,010	1,008	1,016
15 × 15	1,041	1,045	1,035	1,039	1,019	1,034
20 × 20	1,068	1,064	1,058	1,061	1,052	1,058
25 × 25	1,084	1,077	1,073	1,075	1,063	1,073
30 × 30	1,087	1,085	1,086	1,088	1,101	1,081

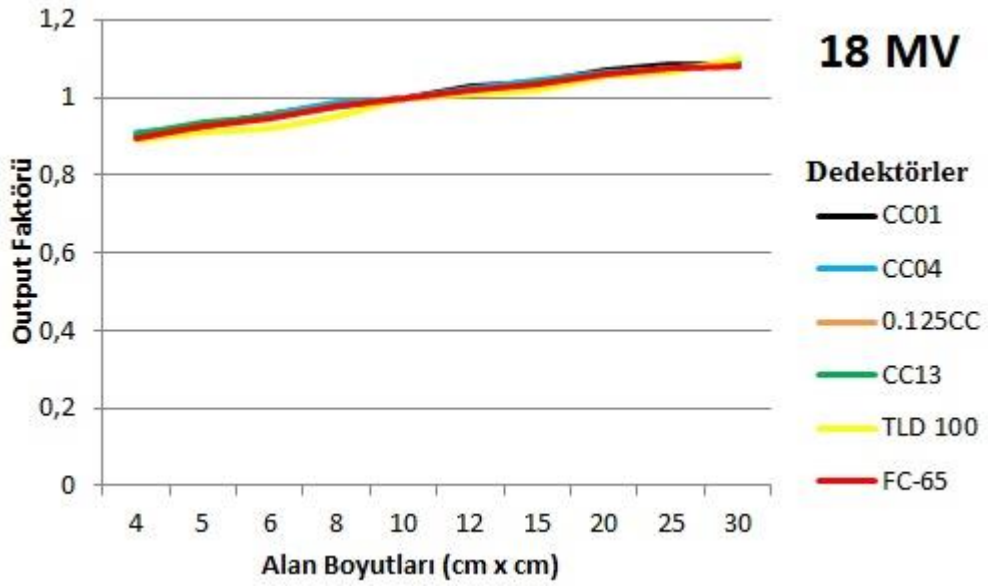
Tablo 10'daki veriler kullanılarak oluşturulan 18 MV enerjili fotonlar için tüm alanların, küçük alanların ve büyük alanların output faktörü grafiği sırasıyla **Grafik 11**, **Grafik 12** ve **Grafik 13**'te verilmiştir.



Grafik 11. 18 MV enerjili fotonlar için tüm alanların output faktörü grafiği.

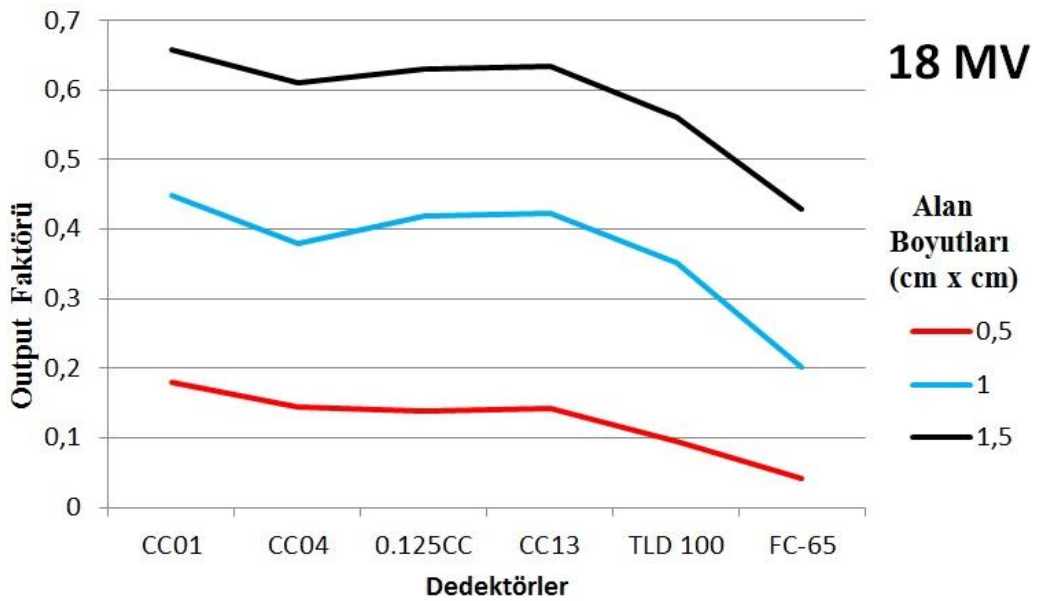


Grafik 12. 18 MV enerjili fotonlar için küçük alanların output faktörü grafiği.

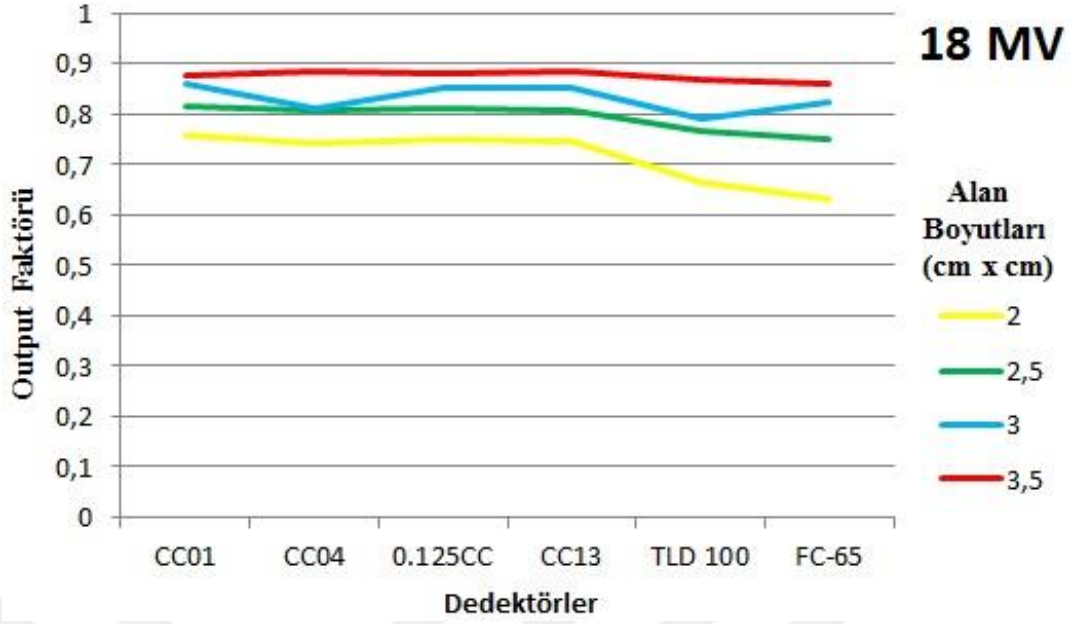


Grafik 13. 18 MV enerjili fotonlar için büyük alanların output faktörü grafiği.

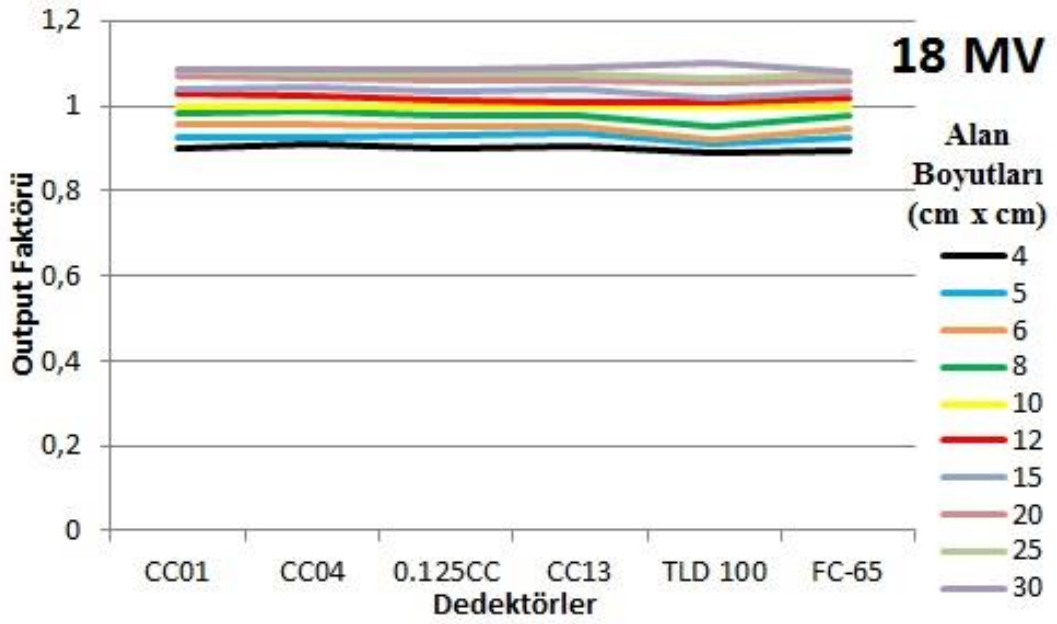
18 MV enerjili foton demetleri için, çok küçük alanlarda, konvansiyonel küçük alanlarda ve büyük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktör değerlerinin grafikleri sırasıyla **Grafik 14**, **Grafik 15** ve **Grafik 16**'da verilmiştir.



Grafik 14. 18 MV enerjili foton demetleri için çok küçük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği.

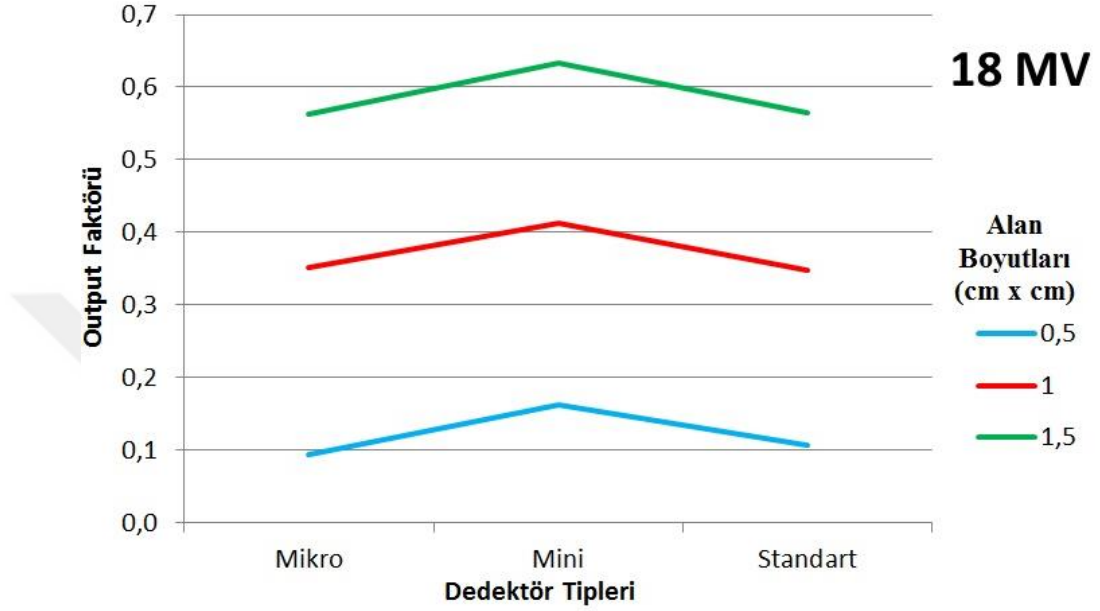


Grafik 15. 18 MV enerjili foton demetleri için konvansiyonel küçük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği.

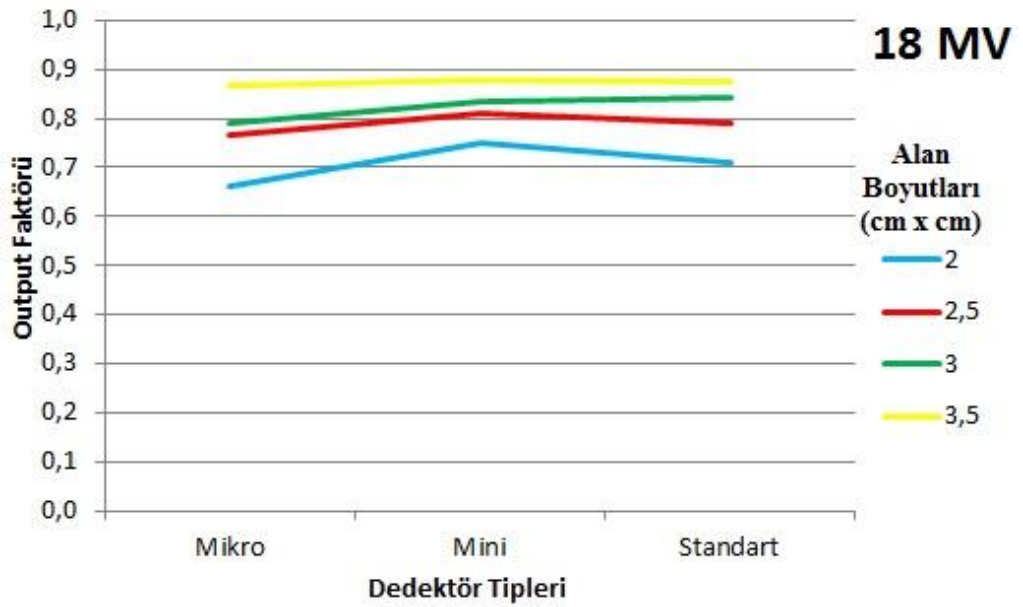


Grafik 16. 18 MV enerjili foton demetleri için büyük alanlarda farklı dedektörler kullanılarak elde edilen output faktörü değerlerinin grafiği.

18 MV enerjili fotonlar için üç farklı tip dedektör kullanılarak elde edilen çok küçük alanların ve konvansiyonel küçük alanların output faktörlerinin grafikleri sırasıyla **Grafik 17** ve **Grafik 18**'de verilmiştir.



Grafik 17. 18 MV enerjili fotonlar için mikro, mini ve standart dedektörler kullanılarak elde edilen çok küçük alanların output faktörlerinin grafiği.



Grafik 18. 18 MV enerjili fotonlar için mikro, mini ve standart dedektörler kullanılarak elde edilen konvansiyonel küçük alanların output faktörlerinin grafiği.

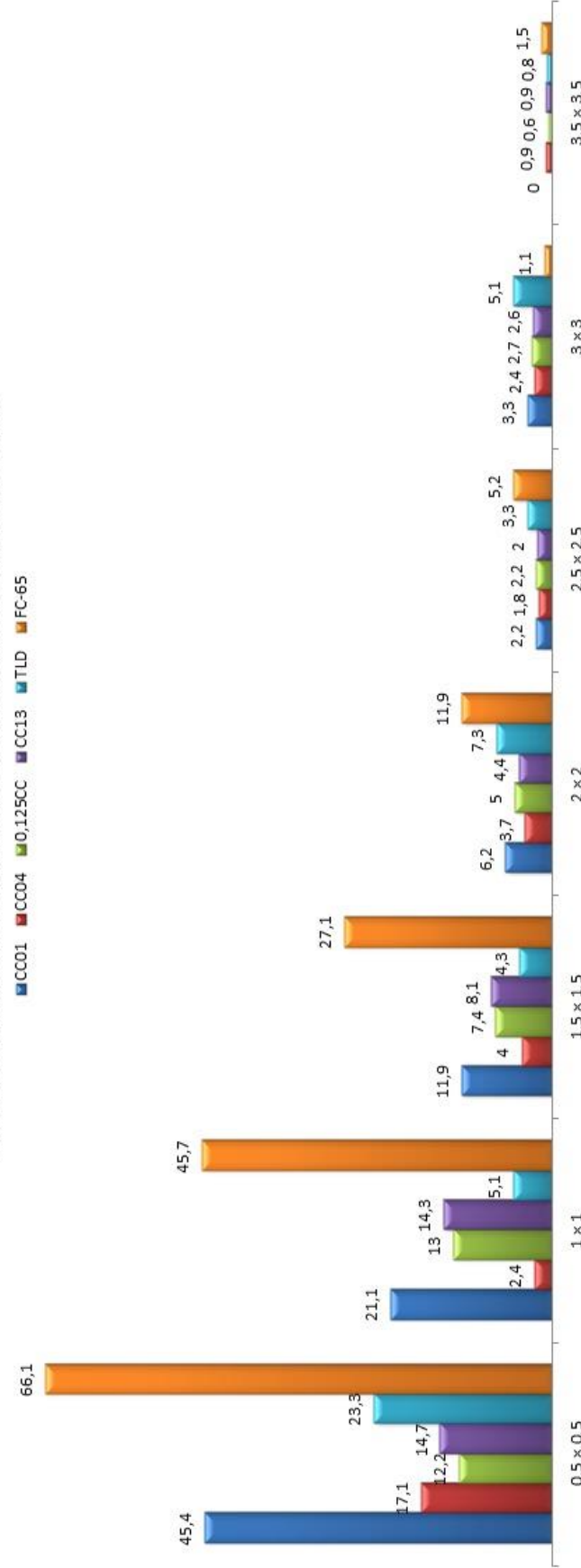
18 MV enerjili fotonlar için her bir alanın ortalama OF, standart sapması, her bir dedektörün her alan için ortalamadan farkı ve yüzdesi **Tablo 11**'de gösterilmiştir.

Tablo 11. 18 MV için her alanda ortalama output faktörü, standart sapması, dedektörlerin ortalamadan farkı ve yüzdesi.

Alanlar	Ortalama	Standart Sapma	Ortalamadan Fark						Ortalamadan Mutlak Fark Yüzdesi					
			CC01	CC04	0.125CC	CC13	TLD	FC-65	CC01	CC04	0.125CC	CC13	TLD	FC-65
0,5	0,124	0,048	0,056	0,021	0,015	0,018	-0,029	-0,082	45,4	17,1	12,2	14,7	23,3	66,1
1	0,370	0,090	0,078	0,009	0,048	0,053	-0,019	-0,169	21,1	2,4	13,0	14,3	5,1	45,7
1,5	0,587	0,084	0,070	0,024	0,044	0,048	-0,025	-0,159	11,9	4,0	7,4	8,1	4,3	27,1
2	0,716	0,055	0,045	0,027	0,036	0,032	-0,053	-0,086	6,2	3,7	5,0	4,4	7,3	11,9
2,5	0,794	0,027	-0,017	0,015	0,018	0,016	-0,027	-0,042	2,2	1,8	2,2	2,0	3,3	5,2
3	0,831	0,028	0,028	-0,020	0,023	0,022	-0,042	-0,009	3,3	2,4	2,7	2,6	5,1	1,1
3,5	0,875	0,009	0,000	0,008	0,005	0,008	-0,007	-0,013	0,0	0,9	0,6	0,9	0,8	1,5
4	0,899	0,007	0,001	0,009	0,003	0,004	-0,009	-0,007	0,1	1,0	0,3	0,4	1,0	0,8
5	0,926	0,008	0,001	0,001	0,003	0,011	-0,014	-0,002	0,1	0,1	0,3	1,2	1,5	0,2
6	0,947	0,014	0,010	0,012	0,003	0,004	-0,026	-0,001	1,0	1,2	0,3	0,4	2,8	0,1
8	0,975	0,012	0,007	0,012	0,002	0,000	-0,024	0,001	0,8	1,3	0,2	0,0	2,4	0,1
10	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
12	1,017	0,008	0,011	0,006	-0,002	-0,007	-0,009	-0,001	1,1	0,6	0,2	0,7	0,9	0,1
15	1,036	0,009	0,006	0,010	0,000	0,004	-0,017	-0,001	0,5	0,9	0,0	0,3	1,6	0,1
20	1,060	0,006	0,008	0,004	-0,002	0,001	-0,008	-0,002	0,7	0,4	0,2	0,1	0,8	0,2
25	1,074	0,007	0,010	0,003	-0,001	0,001	-0,011	-0,001	0,9	0,3	0,1	0,1	1,0	0,1
30	1,088	0,007	-0,001	-0,003	-0,002	0,000	0,013	-0,007	0,1	0,3	0,2	0,0	1,2	0,6

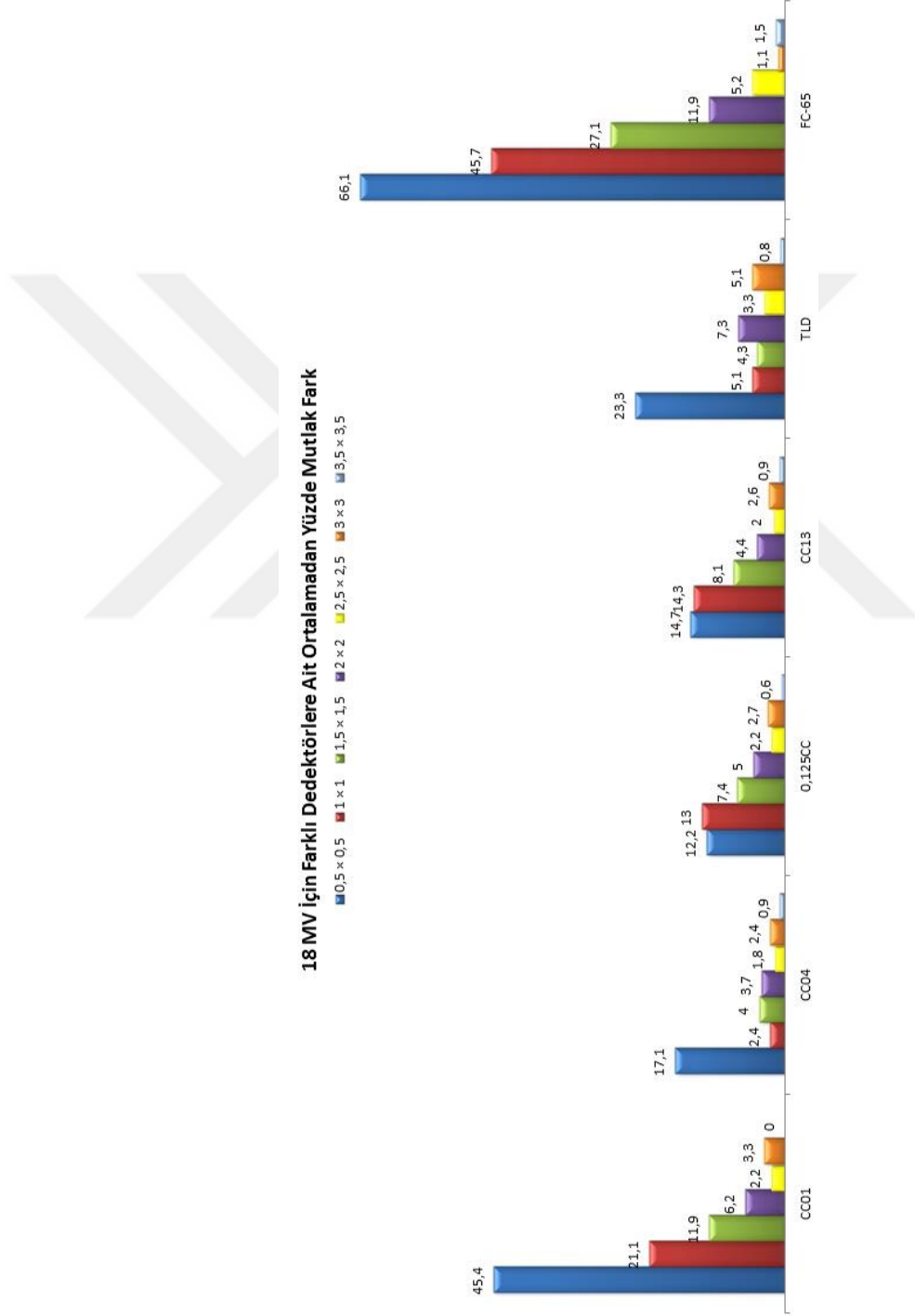
Tablo 11'den elde edilen veriler ile oluşturulan, dedektörlere göre farklı alan boyutlarına ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği **Grafik 19**'da verilmiştir.

18 MV için Farklı Alan Boyutlarına Ait Ortalamadan Yüzde Mutlak Fark



Grafik 19. 18 MV için dedektörlere göre farklı alan boyutlarına ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği.

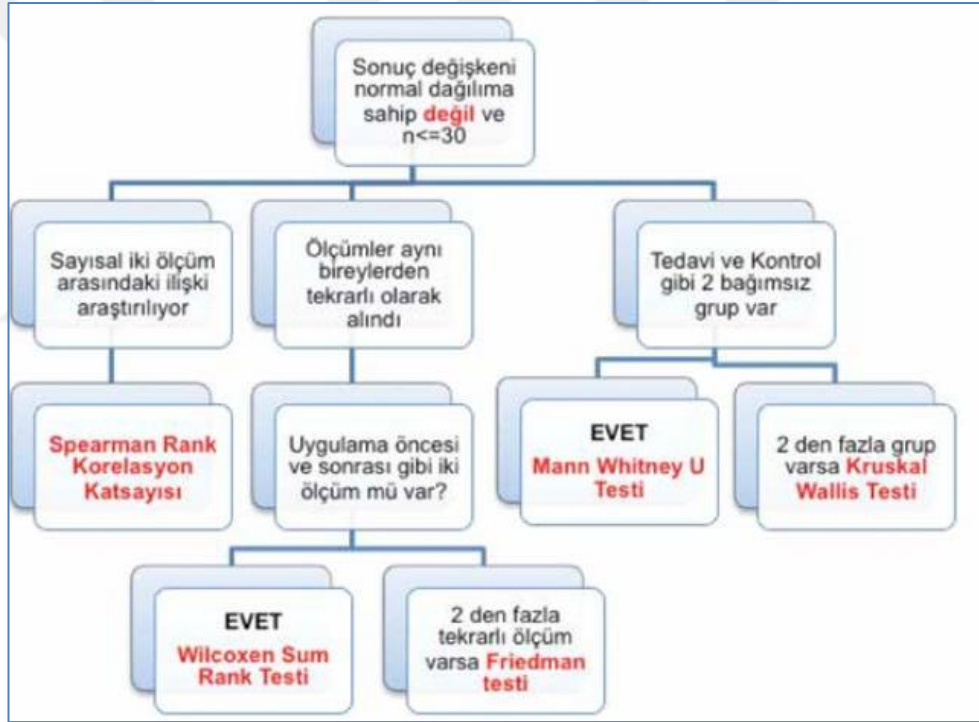
Tablo 11'den elde edilen veriler ile oluşturulan, alan boyutlarına göre farklı dedektörlere ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği **Grafik 20**'de verilmiştir.



Grafik 20. 18 MV için alan boyutlarına göre farklı dedektörlere ait ortalama mutlak fark yüzdesi grafiği.

4.1. Analiz

Altı farklı dedektör kullanılarak 6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri için farklı büyüklükteki 17 alanda elde edilen output faktörleri SPSS 18.0 programına aktarılıp istatistiksel analizi yapılmıştır. $n < 30$ ve tekrarlı ölçüm yapıldığından ve ikiden fazla bağımsız değişken olduğundan Friedman testi uygulanmıştır (**Şekil 12**) (**55**). Ölçüm alınan farklı boyutlardaki radyasyon alanları çok küçük, konvansiyonel küçük ve büyük alanlar olarak sınıflandırılmıştır. İstatistiksel değerlendirmeler $\alpha < 0,05$ güven aralığında yapılmıştır.



Şekil 12. Bağımlı veya bağımsız değişkenin sayısal olduğu durumda kullanılacak parametrik olmayan testlerin seçimi (**55**).

Farklı dedektörler için 6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri kullanılarak elde edilen çok küçük ve küçük alanların output faktörlerinin analizi sonucunda elde edilen p değerleri **Tablo 12**'de verilmiştir.

Tablo 12. 6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri kullanılarak elde edilen çok küçük ve konvansiyonel küçük alanların output faktörlerinin, kullanılan dedektörlerin 6'lı, 4'lü ve 3'lü karşılaştırılması sonucunda oluşan p değerleri.

Alan Tipleri		Olasılık (p değeri)								
		Enerji	6'lı karşılaştırma			4'lü karşılaştırma				
			CC01, CC04, 0,125cc, CC13, TLD, FC-65	CC01, 0,125cc, TLD, FC65	CC01, CC13, TLD, FC65	CC04, 0,125cc , TLD, FC65	CC04, CC13, TLD, FC65			
Çok Küçük Alanlar	6 MV	0,014	0,042	0,029	0,042	0,042	0,042	0,042	0,042	
	18 MV	0,017	0,029	0,029	0,042	0,042	0,042	0,042	0,042	
Konvansiyonel Küçük Alanlar	6 MV	0,006	0,026	0,088	0,013	0,026	0,026	0,026	0,026	
	18 MV	0,014	0,017	0,017	0,044	0,031	0,031	0,031	0,031	
Alan Tipleri	Enerji	3'lü karşılaştırma								
		CC01 0,125cc TLD	CC01 CC13 TLD	CC01 0,125cc FC65	CC01 CC13 FC65	CC04 0,125cc TLD	CC04 CC13 TLD	CC04 0,125cc FC65	CC04 CC13 FC65	
Çok Küçük Alanlar	6 MV	0,097	0,049	0,049	0,049	0,097	0,097	0,049	0,097	
	18 MV	0,049	0,049	0,049	0,049	0,097	0,097	0,097	0,097	
Konv. Küçük Alanlar	6 MV	0,018	0,022	0,039	0,247	0,018	0,018	0,018	0,039	
	18 MV	0,039	0,039	0,039	0,039	0,039	0,022	0,105	0,057	

5. TARTIŞMA

Küçük radyasyon alanları doza katkıda bulunan, saçılan ikincil elektronların lateral menziline daha küçük genişliğe sahip alanlar olarak tanımlanır. Bununla birlikte IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) 103 no'lu raporunda, 40 mm'den daha küçük alan boyutlarının küçük foton alanları olarak kabul edilmesini önermiştir. Ancak küçük alan dozimetrisi için uygun bir dedektör 40 mm'den çok daha küçük alan boyutları için uygun olmayabilir. Bunun nedeni alan boyutunun azalması ile birlikte merkezi eksen boyunca doz oranındaki azalmanın doğrusal olmaması ve alanın 40 mm'den çok daha küçük boyutlara geldiğinde doz oranında hızlı bir azalma gözlenmesidir. Bu sorunu çözmek için küçük foton alanları 'konvansiyonel küçük foton alanı' ve 'çok küçük foton alanı' olarak sınıflandırılmıştır. Bu iki tanım arasındaki sınır $1,5 \text{ cm} \times 1,5 \text{ cm}$ alan büyüklüğüdür.

Küçük radyasyon alanlarının dozimetrisi konvansiyonel alanlarınkine göre çok daha hassas ve karmaşıktır. Küçük alan dozimetri problemleri ışın ve dedektörler ile ilgili sorunlar olarak iki ana başlık altında incelenebilir. Işın ile ilgili sorunlar yüklü parçacıkların lateral denge kaybı, alan boyutunun fonksiyonu olarak enerji spektrum değişiklikleri ve kısmi kaynak bloklanmasıdır. Dedektörlerle ilgili esas sorunlar dedektör boyutuna bağlı olan ortalama hacim etkisi ve dedektör duyarlılıklarındaki değişimlerdir. Ayrıca yoğunluk etkisi, gürültü sinyali oranı, doz hızı etkisi, diyot koruma etkisi, enerji ve alan bağımlılığı ve konumlama hatası da dedektörlere bağlı sorunlara sebep olabilecek diğer etkenlerdir. Dedektörlerin bu etkilere neden olan özellikleri birbirinden farklıdır. Bu nedenle her bir dedektörün output ölçümünde farklı değerler okuması beklenir ve bu değerlere her dedektöre ait bir düzeltme faktörü uygulanması gerekir. Küçük alan output ölçümleri için suya eşdeğer yapıda olan ve yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip dedektörler en az hata oluşturan dedektörlerdir. Ancak küçük alanlar için düzeltme faktörü gerektirmeyen bir dedektör yoktur. Outputtaki hataları düzeltmek için en uygun yöntem Monte Carlo (MC) sistemi referans alınarak en uygun dedektör ile ölçümler alıp düzeltme faktörlerini belirlemektir. Herhangi bir malzemede her bir radyasyon türü için enerji birikimini simüle eden MC metodu ideal bir dozimetre gibi davranır ve küçük alan ölçümlerinin doğrulanmasında kullanılabilir en uygun gereçtir. Dedektör olarak yapısı suya eşdeğer olan ve output değerleri olması gereken doğru output değerine çok yakın olan Diamond dedektör kullanılabilir.

“American Association of Physicists in Medicine”(AAPM) Task Group 106 (TG-106) no’lu raporunda, radyoterapide doz ölçümünde kullanılan dedektörler aktif hacimlerine göre sınıflandırılmıştır. Buna göre, aktif hacimleri 10 mm^3 ’ten küçük dedektörler “mikro”, 10 mm^3 ve 40 mm^3 arasında aktif hacme sahip dedektörler “mini” ve aktif hacmi 40 mm^3 ’ten büyük dedektörler de “standart” dedektörler olarak kategorize edilmiştir. Bu çalışmada Iba marka CC01, CC04, CC13, FC-65G ve PTW marka 31010 Semiflex iyon odaları ile TLD-100 dedektörleri kullanılmış olup, TG-106 dikkate alınarak TLD’ler mikro dedektör, CC01 ve CC04 mini dedektör, PTW Semiflex, CC13 ve FC-65 standart dedektör olarak kabul edilmiştir. Bu dedektörler ile 6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri için farklı alan boyutlarının output faktörleri ölçülmüş, elde edilen değerler istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

Oh ve arkadaşlarının 6 MV enerjili foton demetleri kullanarak yaptıkları çalışmada 0,5, 1, 2, 3, 5 ve 10 cm^2 alan boyutları için hacimleri $0,01 \text{ cm}^3$ (CC01), $0,13 \text{ cm}^3$ (CC13), $0,0019 \text{ mm}^3$ (EDGE) olan dedektörler ve TLD ile ölçtükleri output faktörleri karşılaştırılmıştır. 2, 3, 5 ve 10 cm^2 ’lik alanlar için dedektörlere ait output faktörleri arasındaki fark %2’den daha azdır. $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ için CC01’in OF değeri CC13’ün OF değerinden %73, TLD’nin OF değerinden %35 daha fazladır (56). Çalışmamızda 6 MV enerjili foton demetleri ile 0,5, 2, 3, 5 ve 10 cm^2 alan boyutları için CC01, CC13 ve TLD output faktörleri karşılaştırılmıştır. 2, 3, 5 ve 10 cm^2 ’lik alanlar için dedektörlere ait output faktörlerinin ortalama OF değerinden farkının %6’dan daha az olduğu saptanmıştır. $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ alan için CC01’in OF değerinin CC13’ün OF değerinden %22 ve TLD’nin OF değerinden %35 daha fazla olduğu belirlenmiştir. Her iki çalışmanın sonuçlarına bakıldığında en küçük alan boyutunda, dedektörlerden en küçük hacme sahip CC01’in OF değerinin diğer dedektörlerin OF değerinden daha fazla olduğu görülmektedir. Her iki çalışmada da CC01’in OF değeri TLD’nin OF değerinden aynı oranda fazla olmakla birlikte CC01’in OF değerinin CC13’ün OF değerinden farklı miktarlarda fazla olduğu görülmüştür.

Rucka ve arkadaşları 6 MV foton ışınları için $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ’den $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ’ye kadar alan boyutlarının OF ölçümlerinde $0,125 \text{ cm}^3$ (PTW Semiflex) ve $0,016 \text{ cm}^3$ (PTW 31016 Pinpoint dik ve paralel) hacimli iyon odalarını EBT3 Gafkromik film dozimetre ile karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alanda Pinpoint iyon odalarının OF değerleri Semiflex’in OF değerinden %10,3 daha fazladır (57). Çalışmamızda $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ’de Pinpoint’e yakın hacimli CC01 ($0,01 \text{ cm}^3$)’in OF değeri

Semiflex'in OF değerinden %10,4 daha fazladır. Bu veriler ışığında çalışmamızın sonuçları ile Rucka ve arkadaşlarının çalışmasının sonuçları benzerlik göstermektedir.

Ding ve arkadaşları 6 MV foton demetleri için $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'den $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'ye kadar alan boyutlarının output faktörü ölçümlerinde çeşitli dedektörler (PTW TN30013, Exradin A12, Capintec PR-05P iyon odaları, EBT2 Gafkromik film ve TLD) ile MAGIC jel dozimetreyi karşılaştırmışlardır. $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'de PTW TN30013 ve Exradin A2 gibi büyük hacimli iyon odalarının ($\approx 0,6\text{cc}$) OF değerlerinin (OF=0,26) yüklü parçacık denge kaybı ve kısmi hacim koşulları nedeniyle daha küçük olduğu gözlenmiştir (58). Çalışmamızda $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'lik alanda 0,6cc'lik FC-65G iyon odasının OF değerinin (OF=0,194) ortalamadan %51,4 daha az olduğu saptanmıştır. Bu bakımdan Ding ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile çalışmamız uyumludur.

Godson ve arkadaşları iki ayrı lineer hızlandırıcıda (Varian Clinac 2100CD ve Siemens Primus) 6 MV enerjili foton demetleri için hacimleri $0,015 \text{ cm}^3$ (PTW 31014 Pinpoint), $0,125 \text{ cm}^3$ (PTW 31010 Semiflex) ve $0,008 \text{ cm}^3$ (PTW LA 48) iyon odaları kullanarak farklı alanların ($1 \times 1 \text{ cm}^2 \dots 10 \times 10 \text{ cm}^2$) OF değerlerini karşılaştırmışlardır. $2,4 \times 2,4 \text{ cm}^2$ 'den büyük alanlarda Pinpoint ve Semiflex iyon odalarının OF değerleri uyumlu olmakla birlikte en küçük alan boyutu ($1 \times 1 \text{ cm}^2$) için OF değerleri birbirinden büyük oranlarda farklılıklar gösterdiği bildirilmiştir (59). Çalışmamızda $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 'den büyük alanlarda CC01 ve Semiflex iyon odalarının OF değerleri birbiriyle uyumludur. Farklı hacimlerde dedektörleri karşılaştırdığımız çalışmamızda da OF değerlerindeki en büyük farkın en küçük alan boyutunda ($0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$) olduğu belirlenmiştir.

Antoine ve arkadaşları, 7,5 mm, 10 mm ve 25 mm çapında dairesel kolimatörler kullanarak 6 MV enerjili fotonlar için çeşitli dedektörler (IBA CC01, CC13, PTW 60003 Diamond ve DOSI) ile OF değerlerini elde etmişlerdir. 25 mm'lik kolimatör için ölçülen OF değerlerinde uyum olmakla birlikte daha küçük alanlarda CC13 gibi daha büyük hacimli iyon odasının OF değeri ortalama hacim etkisinden dolayı daha düşük bulunmuştur (60). Çalışmamızda ise CC01 ve CC13 dedektörlerinin $2,5 \times 2,5 \text{ cm}^2$ alan boyutundaki OF değerleri birbirine yakın olmakla birlikte $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ ve $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alan boyutlarında ise ortalama hacim etkisi

nedeniyle büyük hacimli dedektörümüzün (CC13) OF değerinin daha düşük olduğu görülmüştür.

Stasi ve arkadaşları, 6 MV enerjili fotonlar için hacimleri 0,130 cm³ (Wellhofer IC15), 0,009 cm³ (Exradin A14 SL), 0,125 cm³ (PTW Semiflex), 0,015 cm³ (PTW Pin-Point) ve 0,007 cm³ (Exradin A16 Micropoint) olan iyon odalarını ve PTW Diamond dedektörünü kullanarak küçük alanlar için elde ettikleri OF değerlerini karşılaştırmışlardır. 2 × 2 cm²'den büyük alanlarda tüm dedektörlerin OF değerleri birbirine yakındır (maksimum fark %2'nin altında) (61). Çalışmamızda 6 MV enerjili foton demetleri için CC01, CC13 ve Semiflex dedektörleri kullanılarak farklı alan boyutlarının OF değerleri karşılaştırılmıştır. 2 × 2 cm² ve daha büyük alanlarda dedektörlere ait OF değerlerin arasındaki farkın %2'den küçük olduğu belirlenmiştir.

6 MV enerjili fotonlar için OF değerleri incelendiğinde 4 cm × 4 cm'den büyük alanlarda iyon odalarının OF değerleri arasındaki fark %3'ten küçüktür ve bu alanlarda en küçük hacimli dedektör olan TLD'nin OF değeri diğer dedektörlerin OF değerinden daha küçüktür. Bunun sebebi alan boyutu büyüdükçe, ortalama hacim etkisinden dolayı, küçük hacimli dedektörlerin daha hatalı ölçüm yapmaya başlamasıdır.

6 MV enerjili fotonlar için küçük alanlara gidildikçe dedektörlerin OF değerleri arasında fark giderek artmaktadır. 6 MV için çok küçük alanlarda FC-65'in ortalama OF değeri ortalamadan %49 azken, en yüksek OF değerlerine sahip olan CC01'in ortalama OF değeri ortalamadan %20 fazladır.

6 MV enerjili fotonlar için çok küçük alanlarda OF değerinin en düşük olduğu dedektörler, ortalama hacim etkisinden dolayı daha büyük hacimli standart dedektörlerdir. Mini dedektörlerin OF değerinin mikro dedektörlerden daha yüksek olmasının sebebi olarak da mikro ve mini dedektörlerin farklı duvar materyallerine sahip olması gösterilebilir. Mikro dedektör sınıfındaki TLD'nin malzemesi LiFMgTi'dir. Buna karşılık mini dedektör sınıfındaki CC01 ve CC04 iyon odalarının duvar materyali hava eşdeğeri yoğunluğa sahip olan Shonka C-552'dir.

6 MV enerjili fotonlar için farklı alan boyutlarına ait ortalama mutlak fark yüzdeleri incelendiğinde 3 cm × 3 cm'den daha küçük alanlara gidildikçe FC-65, CC01 ve CC04'ün ortalamadan yüzde mutlak farkı artmaktadır. Bunun sebebi

yoğunluk etkisinin çok küçük alanlara gidildikçe daha fazla olmasındandır. 3×3 , $2,5 \times 2,5$, 2×2 , $1,5 \times 1,5$, 1×1 ve $0,5 \times 0,5$ cm² alan boyutları için en büyük hacimli dedektör FC-65'in ortalamadan yüzde mutlak farkı sırasıyla %0,4, %4,9, %15,9, %34,4, %51,4 ve %61,5'dir.

6 MV için alan boyutlarına göre farklı dedektörlere ait ortalama mutlak fark yüzdeleri incelendiğinde TLD ve PTW Semiflex dışındaki dedektörlerde küçük alanlara gidildikçe OF değerlerinde ortalamadan farkın arttığı görülmektedir. Bunun sebebi küçük alanlarda lateral elektronik dengesizlik, dik doz değişimleri, kısmi kaynak bloklanması (oklüzyonu) ve dedektörün hassas hacminin büyüklüğü gibi problemlerin ortaya çıkmasıdır.

6 MV için her alanda ortalama OF'den standart sapma incelendiğinde 2×2 cm²'den büyük alanlarda standart sapma %4'ün altında olmakla birlikte 2×2 cm² ve daha küçük alanlarda standart sapma artarak bazı alanlarda %10'u geçmektedir. Bu veriler çok küçük alanlarda dedektörlere ait OF değerlerinin birbirinden farklılaştığını göstermektedir.

18 MV enerjili fotonlar için büyük alanlarda dedektörlerin OF değerleri arasındaki standart sapma %1,5'ten küçüktür. 18 MV için küçük alanlarda alan boyutu küçüldükçe dedektörlerin OF değerleri arasındaki standart sapma artmaktadır. Bu standart sapma 1×1 cm²'de %9'a kadar çıkmaktadır. Alan boyutu küçüldükçe dedektörlerin OF değerleri arasındaki farkın artma sebebi lateral elektronik denge kaybı, dik doz değişimleri, kısmi kaynak bloklanması ve dedektör hacminin büyüklüğü gibi problemlerin ortaya çıkmaya başlamasıdır.

18 MV enerjili fotonlar için konvansiyonel küçük alanlarda dedektörlerin OF'lerinin ortalama OF değerinden farkı 2×2 cm²'de yaklaşık %12 iken $2,5 \times 2,5$ cm² ve 3×3 cm²'de yaklaşık %5 ve $3,5 \times 3,5$ cm²'de %2'den küçüktür. Diğer bir deyişle 18 MV için konvansiyonel küçük alanlarda alan boyutu büyüdükçe üç tip dedektörün OF değerleri birbirine yaklaşır.

18 MV enerjili fotonlar için çok küçük alanlarda en büyük OF değeri en küçük hacimli iyon odası olan CC01'indir. Bu alanlarda en küçük hacimli dedektör olan TLD'nin OF değerinin küçük olması yapıldığı malzeme olan LiFMgTi ile ilgilidir. Buna karşın küçük hacimli iyon odalarının duvar materyali hava eşdeğeri yoğunluğa

sahip olan Shonka C-552'dir. $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ve daha küçük alanlarda ortalamaya en yakın OF değeri CC04'e aittir. Bunun sebebi bu dedektörün ortalama bir hacme (40 mm^3) sahip olmasıdır.

18 MV enerjili fotonlar için mikro, mini ve standart dedektörlerin, çok küçük alanlardaki OF değerleri incelendiğinde çok küçük alanlarda OF değerleri en yüksek olan mini dedektörler olmakla birlikte mikro ve standart dedektörlerin OF değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmektedir. Bu mikro dedektörlerin doku eşdeğerine yakın bir malzemeden yapılmamasından ve standart dedektörlerin büyük hacimli olmasından kaynaklanmaktadır. Buna karşılık mini dedektörler standart dedektörlere göre daha küçük hacimlidir ve duvar materyalleri hava eşdeğeri yoğunluğa sahip olan Shonka C-552'dir.

18 MV enerjili fotonlar için farklı alan boyutlarına ait ortalama mutlak fark yüzdeleri incelendiğinde $2,5 \times 2,5 \text{ cm}^2$ ve daha büyük alanlarda dedektörlere ait OF değerleri birbirine yakın olmakla birlikte daha küçük alanlara gidildikçe ortalamadan mutlak farkın arttığı görülmektedir. Bu alanlarda en küçük OF değeri, ortalama hacim etkisinden dolayı, en büyük hacimli dedektör FC-65'indir. Bu durum küçük alanlarda yüklü parçacık lateral dengesizliği, dik doz değişimleri, kısmi kaynak bloklanması ve dedektör hacminin büyüklüğü gibi problemlerin varlığını göstermektedir. FC-65'in ortalamadan yüzde mutlak farkı 3×3 , $2,5 \times 2,5$, 2×2 , $1,5 \times 1,5$, 1×1 ve $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ alan boyutları için sırasıyla %1,1, %5,2, %11,9, %27,1, %45,7 ve %66,1'dir.

6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri kullanılarak elde edilen çok küçük alanların output faktörlerinin tüm dedektörlerin 6'lı ve 4'lü gruplandırılarak karşılaştırılması sonucunda elde edilen p değerleri incelendiğinde OF değerleri arasında anlamlı fark olduğu görülmektedir.

6 MV enerjili foton demetleri kullanılarak elde edilen konvansiyonel küçük alanların output faktörlerinin CC01, CC13, FC-65 ve TLD dedektörlerinin karşılaştırılması sonucunda elde edilen p değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken dedektörlerin 6'lı ve 4'lü diğer karşılaştırmaları sonucunda elde edilen p değerleri arasında anlamlı fark vardır. 18 MV enerjili foton demetleri kullanılarak elde edilen konvansiyonel küçük alanların output faktörlerinin tüm dedektörlerin 6'lı

ve 4'lü gruplandırılarak karşılaştırılması sonucunda elde edilen p değerleri arasında anlamlı fark olduğu görülmektedir.

6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri için CC04, CC13 ve TLD'nin üçlü karşılaştırılmasında OF değerleri arasında çok küçük alanlarda istatistiksel anlamlı fark bulunmazken konvansiyonel küçük alanlarda anlamlı fark vardır.

CC01, PTW Semiflex ve TLD dedektörlerinin üçlü karşılaştırmasında çok küçük alanlarda 6 MV için OF değerleri arasında anlamlı fark yokken 18 MV için OF değerleri arasında anlamlı fark vardır. Konvansiyonel küçük alanlarda ise her iki enerji için de dedektörlere ait OF değerleri arasında anlamlı fark bulunmaktadır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Küçük alan dozimetrisinin en önemli ölçümlerinden olan output ölçümlerinin doğruluğunu etkileyen birçok parametre bulunmaktadır. Küçük alan output ölçümlerinin doğruluğu; yüklü parçacıkların lateral denge kaybı, alan boyutunun fonksiyonu olarak enerji spektrum değişiklikleri, kullanılan dedektörlerin duyarlılıklarındaki değişim ve göz ardı edilemeyen dedektör hacmi nedeniyle sınırlıdır. Alan küçülmesiyle output değerlerinin değişmesi beklenir ve bu değişimin doğru olarak belirlenmesi için, günümüzde kullanılan gereçlerin yeterlilikleri göz önünde bulundurularak gerekli deneysel ve teorik düzeltmelerin uygulanması birçok araştırmayla kanıtlanmış olsa da bu konuda ortak bir standart hala belirlenebilmiş değildir. Küçük alan output faktörü ölçümleri için birçok firmanın farklı özellikteki dedektörleri kullanılmaktadır. Bu dedektörler etkin ölçüm hacimleri ve yapı materyalleri bakımından farklılıklar göstermektedir. Bu nedenle küçük alanların output faktörü ölçümlerinin doğru olarak yapılabilmesi için uygun dedektör seçimi oldukça önemlidir. Bunun için de küçük alan output ölçümlerinde kullanılacak farklı dedektörlerin karşılaştırılarak her birinin hata miktarlarının belirlenmesi gerekmektedir.

Su fantomu kurulumunu değiştirmeden ve sabit derinlikte karşılaştırılacak her bir dedektörün output faktörünü belirlenen alan boyutlarında ölçmek mümkündür. Bu çalışmada farklı firmalara ait, farklı hacim ve yapıdaki dedektörler kullanılarak 6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri için farklı alan boyutlarının output faktörleri ölçülmüş ve elde edilen değerler istatistiksel olarak karşılaştırılarak farklılıkları araştırılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız her iki enerji için de büyük alanlarda ($\geq 4 \times 4 \text{ cm}^2$) dedektörlere ait OF değerleri arasındaki fark çok küçük iken daha küçük alanlara gidildikçe dedektörlerin OF değerleri arasındaki farkın arttığı belirlenmiştir. Mini dedektörler (CC01 ve CC04) mikro dedektörlere (TLD) göre daha büyük hacimli olmasına rağmen hava eşdeğeri yoğunlukta duvar materyaline sahip oldukları için çok küçük alanlardaki OF değerleri her iki enerjide de daha büyüktür. Bu da sadece dedektör hacminin küçük olmasının küçük alanlardaki OF ölçümlerinin güvenliği için yeterli olmadığını göstermektedir. Her iki enerji için dedektörleri 6'lı ve 4'lü gruplar halinde karşılaştırdığımızda çok küçük ve konvansiyonel küçük alanların OF değerleri arasında anlamlı farkın olduğu saptanmıştır. Her iki enerji için mikro

(TLD), mini (CC04) ve standart (IBA CC13) dedektörlerin 3'lü karşılaştırılmasında OF değerleri arasında çok küçük alanlarda istatistiksel anlamlı fark bulunmazken konvansiyonel küçük alanlarda anlamlı fark olduğu belirlenmiştir. Çok küçük alanlarda aynı karşılaştırmada farklı standart (PTW Semiflex) ve mini (CC01) dedektörler kullanıldığında OF değerleri arasında 6 MV için anlamlı fark yokken 18 MV için istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

OF ölçümlerinde çok küçük alanlara gidildikçe her dedektörün OF değerlerini farklı ölçtüğü belirlenmiştir. Küçük alan OF ölçümleri için kullanılacak en ideal dedektörün “en küçük hacimli” dedektör olduğunun söylenemeyeceği saptanmıştır. Küçük alan OF ölçümlerinde kullanılacak en ideal dedektörün seçiminde dedektörlerin etkin ölçüm hacminin yanı sıra yapı materyalinin özelliklerinin de göz önünde bulundurulmasının gerekli olduğu belirlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Charles PH. Very small field dosimetry. Submitted in fulfilment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy. Science and Engineering Faculty Queensland University of Technology, 2014.
2. Oh SA, Yea JW, Lee R, Park HB, Kim SK. Dosimetric verifications of the output factors in the small field less than 3 cm² using the gafchromic EBT2 films and the various detectors. *Progress in Medical Physics* 2014;25(4):218-224.
3. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical Physics* 2008;35:206-215.
4. Wuerfel JU. Dose measurements in small fields. *Medical Physics International Journal* 2013;1:81-90.
5. Azimi R, Alaei P, Higgins P. The effect of small field output factor measurements on IMRT dosimetry. *Medical Physics* 2012;39(8):4691-4694.
6. Followill DS, Kry SF, Qin L, Leif J, Molineu A, Alvarez P et. al. The Radiological Physics Center's standard dataset for small field size output factors. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2012;13(5):282-289.
7. Godson HF, Ravikumar M, Ganesh KM, Sathiyam S, Ponmalar YR. Small field output factors: Comparison of measurements with various detectors and effects of detector orientation with primary jaw setting. *Radiation Measurements* 2016;85:99-110.
8. Czarnecki D, Zink K. Monte Carlo calculated correction factors for diodes and ion chambers in small photon fields. *Phys. Med. Biol.* 2013;58:2431-2444.
9. Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, Ahnesjö A, Gibbons J, Li XA et. al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical Physics* 2008;35(9):4186-4215.

10. Laub WU, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Medical Physics* 2003;30(3):341-347.
11. O'Brien DJ, León-Vintró L, McClean B. Small field detector correction factors k_{Qclin}, Q_{msrfclin}, f_{msr} for silicon-diode and diamond detectors with circular 6 MV fields derived using both empirical and numerical methods. *Medical Physics* 2016;43:411-423.
12. Das IJ, Downes MB, Kassaei A, Tochner Z. Choice of radiation detector in dosimetry of Stereotactic Radiosurgery–Radiotherapy. *Journal of Radiosurgery* 2000;3(4):177-186.
13. Francescon P, Cora S, Cavedon C. Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study. *Medical Physics* 2008;35:504-513.
14. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical Physics* 2012;39:7303.
15. Tanny S, Sperling N, Parsai EI. Correction factor measurements for multiple detectors used in small field dosimetry on the Varian Edge radiosurgery system. *Medical Physics* 2015;42:5370-5376.
16. Charles, P.H., Crowe, S.B., Kairn, T., Knight, R.T., Hill, B., Kenny, J et. al. Monte Carlo-based diode design for correction-less small field dosimetry. *Physics in Medicine and Biology* 2013;58:4501-4512.
17. Alfonso R, Andreo P, Capote R, Huq MS, Kilby W, Kjall P et. al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Medical Physics* 2008;35(11):5179-5186.
18. Sauer OA, Wilbert J. Measurement of output factors for small photon beams. *Medical Physics* 2007;34(6):1983-1988.
19. Khan FM. *The Physics of Radiation Therapy*. Minnesota: Lippincott Williams & Wilkins; 2003.
20. Kahraman FÇ. Radyoterapide Kullanılan Lineer Hızlandırıcıda Elektron Sanal Kaynak Mesafelerinin ve Foton Kaynak Mesafelerinin Tespiti. [Yüksek Lisans Tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2010.

21. Van Dam J, Marinello G. Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. 2nd Edition 2006, ESTRO Booklet 1.
22. Hazeral YZ. Tüm Cilt Elektron Işınlamalarında Farklı Tekniklerin Dozimetrik Karşılaştırılması ve Kalite Kontrolü. [Yüksek Lisans Tezi]. İzmir: Ege Üniversitesi; 2011.
23. Baş H. Stereotaktik Radyocerrahi İçin Küçük Alanlarda 6 MV Foton Dozimetrisi. [Yüksek Lisans Tezi]. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2005.
24. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Handbook of Radiotherapy Physics 'Theory and Practice'. Londra: Taylor & Francis, 2007.
25. Duggan L, Hood C, Warren-Forward H, Haque M, Kron T. Variations in dose response with x-ray energy of LiF:Mg,Cu,P thermoluminescence dosimeters: implications for clinical dosimetry. Phys. Med. Biol. 2004;49:3831-3845.
26. PTW Detectors Including Codes of Practice, PTW Freiburg, 2015.
27. Podgorsak EB. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Viyana: International Atomic Energy Agency; 2005.
28. Martin JE. Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği. (Çev. Tanır AG, Bölükdemir MH, Koç K). Ankara: Palme Yayıncılık: 2013 (Eserin orijinali 2006'da yayımlandı).
29. Hoca S. Silikon Protezlerin Radyoterapi Doz Dağılımına Etkisi. [Yüksek Lisans Tezi]. İzmir: Ege Üniversitesi; 2007.
30. Das IJ, Morales J, Francescon P. Small Field Dosimetry: What Have We Learnt? 14. Mexican Symposium on Medical Physics, 2016.
31. Goitein M. Radiation Oncology: A Physicist's-Eye View. New York: Springer; 2008.
32. Özyiğit G. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Uygulamalı Esasları. Ankara: Dünya Tıp Kitabevi; 2014.

- 33.** Nalbant B. Lokal İleri Serviks Kanserlerinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Volumetrik Ayarlı Ark Tedavinin Dozimetrik Karşılaştırılması. [Yüksek Lisans Tezi]. İzmir: Ege Üniversitesi; 2012.
- 34.** Hendee WR. Adaptive Radiation Therapy. Florida: Taylor & Francis; 2011.
- 35.** Acun H, Kemikler G, Çakır A, Kemikler Tuncay E, Ağaoğlu F, Darendeliler E. Statik IMRT (step and shoot) yöntemine göre oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasına segment sayısının etkisi. Türk Onkoloji Dergisi 2011;26(1):18-25.
- 36.** Dursun P, Taşkın ZC, Altinel İK. Mathematical models for optimal Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) treatment planning. Procedia Computer Science 2016;100:644-651.
- 37.** Başlangıç B. Akciğer SBRT Planlarının Konformal Ark ve Vmat Teknikleri ile RTOG 0915 Protokolüne Göre Karşılaştırılması. [Yüksek Lisans Tezi]. İstanbul: Acıbadem Üniversitesi; 2014.
- 38.** Rao M, Yang W, Chen F, Sheng K, Ye J, Mehta V et. al. Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT: Plan quality, delivery efficiency and accuracy. Medical Physics 2010;37(3):1350-1359.
- 39.** Palma DA, Verbakel WFAR, Otto K, Senan S. New developments in arc radiation therapy: A review. Cancer Treatment Reviews 2010;36:393-399.
- 40.** Çetingöz R, Garipağaoğlu M, Uzal C, Bilge H, Gökçe ŞÇ, Özyiğit G ve diğerleri. Temel ve Klinik Radyoterapi. İstanbul: Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği; 2015.
- 41.** Yalçın Y. Prostat Kanserinde Stereotaktik Radyocerrahi, Dinamik ark ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması. [Yüksek Lisans Tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2012.
- 42.** Halperin EC, Wazer DE, Perez CA, Brady LW. Principles And Practice Of Radiation Oncology, Sixth ed. Philadelphia: Wolters Kluwer - Lippincott Williams & Wilkins; 2013.

43. Bassinet C, Huet C, Derremaux S, Brunet G, Chea M, Baumann M et. al. Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a CyberKnife and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones. *Medical Physics*. 2013;40(7):1-13.
44. Andrews DW, Bednarz G, Evans JJ, Downes B. A review of 3 current radiosurgery systems. *Surgical Neurology* 2006;66:559-564.
45. Balagamwala EH, Chao ST, Suh JH. Principles of Radiobiology of Stereotactic Radiosurgery and Clinical Applications in the Central Nervous System. *Technology in Cancer Research and Treatment*. 2012;11:3-13.
46. Şişecioglu MS. Vücut İçerisinde Doku Eşdeğeri Olmayan İmplant Materyallerinin Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Stereotaktik Radyocerrahi Tedavilerinde Doz Dağılımına Etkisinin İncelenmesi. [Yüksek Lisans Tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2015.
47. Andreo P, Burns DT, Hohlfield K, Huq MS, Kanai T, Laitano F et al. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA) TRS 398; 2000.
48. Sharma SD. Challenges of small photon field dosimetry are still challenging. *Journal of Medical Physics*. 2014;39(3):131-132.
49. Scott AJD, Kumar S, Nahum AE, Fenwick JD. Characterizing the influence of detector density on dosimeter response in non-equilibrium small photon fields. *Physics in Medicine and Biology* 2012;57:4461-4476.
50. Detectors for Relative and Absolute Dosimetry Ionization Chambers and Diode Detectors, Iba Dosimetry, 2013.
51. CC04 Ionization Chamber User's Guide, Iba Dosimetry, 2008.
52. CC13 Ionization Chamber User's Guide, Iba Dosimetry, 2008.
53. FC-65G Ionization Chamber User's Guide, Iba Dosimetry, 2008.
54. PTW Detectors Including Codes of Practice, PTW Freiburg, 2017.

- 55.** Kul S. Uygun İstatistiksel Test Seçim Kılavuzu. Türk Toraks Derneği. 2014;8:26-29.
- 56.** Oh SA, Yea JW, Lee R, Park HB, Kim SK. Dosimetric Verifications of the Output Factors in the Small Field Less Than 3 cm² Using the Gafchromic EBT2 Films and Various Detectors. Progress in Medical Physics. 2014;25(3):218-224.
- 57.** Rucka G, Patrice B, Asquier N, Mouttet JC. Evaluation of detectors response for small field output factor measurement using Gafchromic film. ESTRO 35. 2016;EP-1486:686-687.
- 58.** Ding X, Bourland J, Dolesh W, Best R, McGowin I, Liu J. Small Field Output Factor Measurement Using Magic Gel Dosimeter in 3T MRI. Medical Physics. 2012;39:3725.
- 59.** Godson HF, Ravikumar M, Ganesh KM, Sathiyam S, Ponmalar YR. Small field output factors: Comparison of measurements with various detectors and effects of detector orientation with primary jaw setting. Radiation Measurements. 2016;85:99-110.
- 60.** Antoine C, Heyes G, Manolopoulos S. Small Field Dosimetry and Beam Data Acquisition for Stereotactic Radiosurgery. Radiotherapy and Oncology. 2011;99:419.
- 61.** Stasi M, Baiotto B, Barboni G, Chauvie S, Emanuelli S, Rivolta A et al. Comparison of values of the different ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. Radiotherapy and Oncology. 2003;68:104-105.

ÖZGEÇMİŞ

2004 yılında Pamukkale Üniversitesi Fizik Bölümü'nde lisans eğitimime başladım ve 2010 yılında mezun oldum. 2012 yılında Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü'nde Nükleer Fizik programında yüksek lisans yapmaya başladım ve 2016 yılında buradaki eğitimimi tamamladım. 2015 yılında Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne bağlı Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği programında yüksek lisans eğitimi almaya başladım ve buradaki eğitimime halen devam etmekteyim.

E-posta adresi: serdincayan@gmail.com

