



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENTİTÜSÜ

**KÜÇÜK ALANLI TEDAVİ PLANLARININ DOZİMETRİK
ÖLÇÜMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

ALİ İHSAN ATASOY
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Enis ÖZYAR

İSTANBUL – 2013

BEYAN

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

Ali İhsan ATASOY

İTHAF

Çalışmamı, beni bugünlere getiren Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılardan dolayı, hocam Sayın Gökem GÜNGÖR`e

Yüksek lisans eğitimin süresince tüm bilgi ve deneyimlerini paylaşan, yardımlarını esirgemeyen hocalarım Sayın Prof. Dr. Enis ÖZYAR`a, Sayın Bülent YAPICI`ya, Sayın Gökhan AYDIN`a ve Sayın Doç. Dr. Banu ATALAR`a

Ölçümleri almakta yardımlarını esirgemeyen arkadaşlarım Melih ULUER, Burak BAŐLANGIÇ ve Emre Mustafa KARADEMİR`e

tüm içtenliğimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	II
İTHAF.....	III
TEŞEKKÜR.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ.....	VII
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	X
RESİMLER LİSTESİ.....	XI
TABLolar LİSTESİ.....	XII
ÖZET.....	1
SUMMARY.....	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	4
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Tarihçe.....	5
2.2. Radyasyon.....	6
2.3. Lineer Hızlandırıcı.....	7
2.4. X-Işımları.....	8
2.5. Radyoterapi.....	10
2.5.1. X-Işımlarının Radyoterapide Kullanılması.....	10
2.6. Stereotaktik Radyocerrahi - Stereotaktik Radyoterapi - Stereotaktik Vücut Radyoterapi.....	13
2.7. İyon Odası Detektörü.....	14
2.8. Diyot Detektörler.....	14
2.9. Output Faktörü.....	15
2.10. Profil.....	15
2.11. Düzlük.....	16
2.12. Simetri.....	17
2.13. Yüzde Derin Doz.....	17

3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	18
3.1. Araç ve Gereçler.....	18
3.1.1. Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı.....	18
3.1.2. PTW MP3 Su Fantomu Tankı.....	19
3.1.3. MEPHYSTO mcc 1.6 Su Fantomu Ölçüm Programı.....	19
3.1.4. PTW Farmer İyon Odası.....	19
3.1.5. PTW Pinpoint İyon Odası.....	20
3.1.6. PTW Semiflex İyon Odası.....	21
3.1.7. PTW 60008 P-Type Diyot Detektör.....	21
3.1.8. PTW 60018 P-Type Diyot SRS Detektör.....	22
3.1.9. PTW 60017 P-Type Diyot-E Detektör.....	22
3.1.10. EDGE Diyot Detektör.....	22
3.2. Yöntem.....	23
3.2.1. Output Ölçümlerinin Alınması.....	23
3.2.2. PDD Ölçümlerinin Alınması.....	24
3.3.3. Profil Ölçümlerinin Alınması.....	24
BULGULAR.....	25
4.1. Output Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular.....	25
4.2. PDD Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular.....	30
4.2.1. Birinci Bölgenin Değerlendirilmesi.....	31
4.2.2. İkinci Bölgenin Değerlendirilmesi.....	32
4.2.3. Üçüncü Bölgenin Değerlendirilmesi.....	33
4.3. Profil Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular.....	35
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	49
KAYNAKLAR.....	53

KISALTMALAR LİSTESİ

eV : elektronvolt

h: Planck Sabiti

c : Işığın boşluktaki hızı (metre/saniye)

m: Metre

s: Saniye

E: Enerji

λ : Dalga boyu

f: Frekans

v : Dalga hızı

Gy: Gray

cGy: Santi Grey

kg: Kilogram

ÇYK: Çok Yapraklı kolimatör

MLC: Multi leaf ollimator

YART: yoğunluk ayarlı Radyoterapi

IMRT: Intensity modulated radiotherapy

HAAT: Hacim Ayarlı Radyoterapi

VMAT: Volume modulated arc therapy

BED: Biyolojik Etkin Doz

n: Fraksiyon Sayısı

d: Fraksiyon dozu

LİDE: lineer ikinci dereceden eşitlik

LQD: Linear quadratic equation

α : 1 Gy doz ile ölen hücre sayısı

β : 1 Gy² doz ile ölen hücre sayısı

SRT: Stereotaktik Radyoterapi

SRS: Stereotaktik radyocerrahi

SBRT: Stereotaktik vücut radyoterapisi

cm²: Santimetre kare

cm³: Santimetre küp

MU: Monitor unit

OAR: Off-axis ratio

max: Maksimum

min: Minimum

KYM: kaynak yüzey mesafesi

SSD: Source Skin Distance

F: Flatness (Düzlük)

S: Simetri

YDD: Yüzde derin doz

PDD: Percentage depth dose

EPID: Electronic portal imaging dosimetry

EPG: Elektronik portal Görüntüleme

CBCT : Cone Beam Computed Tomography

IORT: Intraoperatif Radyoterapi

3D: 3 boyutlu

TPR: Tissue Phantom Ratio

d_{max}: Dozun maksimum olduğu derinlik

D_{max}: Maksimum doz

MYYTG: Maksimum yüksekliğin yarısındaki toplam genişlik

FWHM: Full Width Half Maximum

μ : Aritmetik ortalama

σ^2 : Yayılım

σ : Standart sapma

x : ölçüm alınan noktalar

π : Sabit sayı (3.14)

İOO: İyon odası okuması

AAR : Arka Alan Radyasyonu

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil - 1: Dalgayı oluşturan yapılar.....	10
Şekil - 2: Kolimatör yapısını oluşturan yapılar.....	11
Şekil - 3: 3x3cm ² alanda 60008 diyot detektörle alınmış profil.....	16

RESİMLER LİSTESİ

Resim - 1: PTW Farmer iyon odası detektörü.....	20
Resim - 2: PTW PinPoint iyon odası detektörü.....	20
Resim - 3: PTW Semiflex iyon odası detektörü.....	21
Resim - 4: PTW 60008 Diyot detektör.....	21
Resim - 5: Sun Nuclear EDGE diyot detektör.....	22
Resim - 6: $1 \times 1 \text{cm}^2$ alan boyutunda PDD giriş dozları.....	31
Resim - 7: $1 \times 1 \text{cm}^2$ alan boyutunun 3. bölgedeki PDD'lerin yakın görüntüsü.....	33
Resim - 8: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $1 \times 1 \text{cm}^2$ alan boyutunda %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçümleri D_{\max} bölgesi.....	36
Resim - 9: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $2 \times 2 \text{cm}^2$ alan boyutunda %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçüm grafiği D_{\max} bölgesi.....	37
Resim - 10: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $3 \times 3 \text{cm}^2$ alan boyutunda %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçüm grafiği D_{\max} bölgesi.....	37
Resim - 11: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $4 \times 4 \text{cm}^2$ alan boyutunda %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçüm grafiği D_{\max} bölgesi.....	38
Resim - 12: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $5 \times 5 \text{cm}^2$ alan boyutu %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçüm grafiği D_{\max} bölgesi.....	38
Resim - 13: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $1 \times 1 \text{cm}^2$ alan boyutunda %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçümleri penumbra bölgesi.....	39
Resim - 14: Gauss dağılım grafiği örnekleri.....	40
Resim - 15: $1 \times 1 \text{cm}^2$ alanda D_{\max} bölgesi profil grafikleri ile Gauss Dağılımı.....	45
Resim - 16: $1 \times 1 \text{cm}^2$ alanda D_{\max} bölgesi profil grafikleri ile Gauss Dağılımı.....	46
Resim - 17: FWHM'dan geçecek şekilde normalize edilmiş $1 \times 1 \text{cm}^2$ alan profili.....	51

TABLULAR LİSTESİ

Tablo - 1: İyon Odası ve Diyot Detektörlerin Output Ölçüm Değerleri.....	25
Tablo - 2: Referans alanın ($10 \times 10 \text{cm}^2$) okuma değerine normalize edilmiş değerler.....	25
Tablo - 3: Farklı Detektörler için ortalama output % değerlerinin ortalaması.....	26
Tablo - 4: Alan boyutu - Standart sapma değerleri.....	28
Tablo - 5: Giriş dozu farkı (%) - Alan boyutu (cm^2) Değerleri.....	32
Tablo - 6: İki iyon odasının etkin ölçüm hacmi - okumadaki yüzde hata oranı.....	42
Tablo - 7: $1 \times 1 \text{cm}^2$ alan boyutunda Gauss dağılım grafiğini oluşturan değerler.....	44
Tablo - 8: $3 \times 3 \text{cm}^2$ alan boyutunda Gauss dağılım grafiğini oluşturan değerler.....	47

ÖZET

Radyoterapide doz hesabını etkileyen en önemli faktörlerden biri alan boyutudur. Tedavi planlamalarında karşılaşılan alan boyutlarının genellikle $5 \times 5 \text{cm}^2$ 'den büyük olması, planlama sistemine yüklenmesi gereken verilerin $5 \times 5 \text{cm}^2$ 'den büyük alanlarda alınmasını yeterli kılmaktadır. Farklı tedavi yöntemlerinin (SRS, SRT, SBRT) gelişmesi ile $5 \times 5 \text{cm}^2$ 'den küçük alanlara da radyoterapi uygulanması yaygınlaşmış ve "Küçük Alan" tanımının yapılması ile ölçüm datalarının tedavi planlama sistemine aktarılması gerekmiştir. Küçük alanların doz ölçümlerinde karşılaşılabilecek belirsizlikler nedeniyle, kullanılacak olan detektörler önem kazanmaktadır.

Bu çalışmada; farklı alan boyutlarında, iyon odası detektörleri ve diyot detektörler kullanılarak, su fantomunda output, yüzde derin doz ve profil verileri 6MV foton enerjisinde ölçülmüştür. Output ölçümlerinde alan boyutu küçüldükçe okuma değerlerindeki değişim ile iyon odaları ve diyot detektörler arasındaki okuma farklılıkları incelenmiştir. Özellikle küçük alanlarda etkin ölçüm hacmi büyük olan iyon odalarının okumalarının olumsuz etkilendiği görülmüştür. Output ölçümlerinde diyot detektörlerin iyon odalarına üstünlüğü grafik ve sayısal değerlerle açıklanmıştır.

Yüzde derin doz ölçümlerinde geniş alanlarda detektörlerin okumaları grafik ve sayısal değerlerle değerlendirilmiş olup fark gözlenmemiştir. Ancak küçük alanlardaki ölçüm değerlerinde diyot detektörlerin %5.3'lük farkla daha üstün olduğu gözlenmiştir. Bu farkın en önemli sebeplerinden biri hacim etkisi olup ikincisi ise normalizasyon değeridir.

Profil ölçümleri, yığılma bölgesindeki yük dengesizliğinin giderilmiş olmasından dolayı 50mm derinlikte alınmıştır. Yapılan ölçüm sonuçları, diyot detektörlerin iyon odalarına göre daha doğru sonuçlar verdiğini göstermiştir. Diyot detektörlerin doğruluğu ise Gauss dağılım fonksiyonuna göre değerlendirilmiştir.

Sonuç olarak küçük alanlarda diyot detektörlerin daha hassas ve doğru ölçüm aldıkları görülmüş olup, küçük alanlarda tedavi planlama sistemi için gerekli ölçümlerin diyot detektörle alınmasının daha doğru doz değerleri vereceği gösterilmiştir. Diyot detektörlerin kullanılmadığı durumlarda ise uygun iyon odası ölçümü alındıktan sonra Gauss dağılım fonksiyonuna göre yaklaşım hesabı yapılarak iyon odasıyla alınan ölçümün diyot detektörle alınan ölçüme modellenebileceği öngörülmüştür.

SUMMARY

Field size is one of the most important factors that effects the dose calculation in radşotherapy. The situation that field sizes using in radiotherapy treatment plannings are generally bigger than $5 \times 5 \text{cm}^2$, makes enough the measurements in field sizes bigger than $5 \times 5 \text{cm}^2$. Improve of different treatment methodes like SRS SRT and SBRT, the tratment of small fields become possible and because of that the description and measurements of small fields become necessary for treatment planning systems. Encoutering with some uncertainties makes more important the detectors used in measurements of small field datas.

This study including some measurements which are necessary for treatment planning system. These measurements are output, percentage depth dose and profiles. Measurements are taken by ion chambers have different volumes and different types of diode detectors in 6MV photon energies in different open areas. In output measurements, differences in ion chamber readings and diode detectors readings are discussed. Especially in small field areas, the readings of ion chamber deterctors, these have large effectif measurement volume, are effeceting negatively in recording the radiation. As a results of output measurements, the diode detectors are gives more sensitive readings of radiation.

Measurements of percentage depth dose are discussed numerically and graphically in two parts as large and small fields. As a result in large fields there is no differences between the detectors. But in small fields detected a difference of 5.3% between ion detectors and diyode detectors. The most important reasons of this result are volume effect and the normalisation value of the graphs. In small fields, if the normalisation value assigned as 100%, the graph will belie us.

The profiles measured for 5 different depths as 15mm, 50mm, 100mm, 200mm and 300mm, in gun to target direction with 6 different detectors. The used datas in depth of 50mm and measurements are compared as ion chamber vs. diyot detector and diode detector vs. Gaussian (Normal) distribution. As a result, the diode detectors are not effected as much as ion chabers from volume effect and normalisation tocentral axis (100%). The diode detectors are more sensitive and usable than ion chambers in small fields profile measurements.

As a result of the study, in small field measuremets, diode detectors gives closer results to Gaussian distribution graphs. This means that, diode detectors gives more normal distribution than ion chambers. Because of that, small field` s dose datas installing to treatment

planning systems, must be measured by diode detectors. If there is no chance to use diode detectors, we assumed a new formalism that can convert the datas measured by ion chambers to model of diode or Gaussian distribution datas.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Radyasyon uzun yıllardır kanser tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. Özellikle teknolojik gelişimlerinden etkilenen bir bilim dalı olması nedeni ile bu teknolojik gelişimleri kendi iç yapısına adapte edebilen bir sistem oluşmuştur.

Tedavi cihazlarının gelişimine paralel olarak tedavi teknikleri de gelişmekte ve yoğunluk ayarlı radyoterapi, hacim ayarlı radyoterapi ve stereotaktik radyoterapi gibi yeni teknikler ortaya çıkmıştır. Teknikleri verimli bir şekilde kullanabilmenin yolu ise uygulamayı hatasız yapmaktan geçmektedir.

Radyoterapide kullanılan iyonize radyasyon, duyu organlarımızla farkedilemediğinden dolayı, miktarı ancak etki ve sonuçlarından yola çıkılarak tahmin edilebilmekteydi. Fakat kontrolü sağlanamadığında zarara neden olan radyasyonu detekte edebilmek uygun detektörlerle mümkün hale gelmiştir.

Radyasyon üreten cihazlar ile radyoaktif kaynak içerikli tedavi cihazlarında kontrol mekanizmasının hiçbir adımı atlanmadan, hata yapmadan, ölçüm ve kontrollerinin yapılması zorunlu olup, ölçüm ve kontroller yapılırken uygun deteksiyon sistemleri kullanılmalıdır. Ancak bu gerekliliklerin yerine getirilmesi ile hatasız bir tedavi planlama sistemi kurularak tedavi cihazları kullanılabilir.

Ölçümler alan boyutuna göre değişiklik gösterdiğinden dolayı yapılacak ölçümlerin alan bağımlılığı gözardı edilmemelidir. SRS SRT ve SBRT gibi tedavi yöntemlerinde kullanılan alan boyutları 5x5cm²'den daha küçük olabileceğinden, bu tür alan boyutlarının ölçümleri hassasiyetle alınmalıdır. Alan boyutu ile output değerleri arasındaki ilişki gözönüne alındığında küçük alanların ölçümlerindeki belirsizlikleri giderebilmek için uygun detektörlerin kullanımı gerekmektedir.

Bu çalışmanın amacı, radyasyon üreten cihazların kalibrasyonları ve tedavi planlama sistemlerinde doz hesaplama için kullanılan verilerin küçük alanlarda ölçümleri sırasında farklı alan boyutlarında ve derinliklerinde output, yüzde derin doz ve profil değerlerinin, farklı detektörlerle ölçülmesinin tedavi planlama sistemine olan etkilerinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihçe

Radyasyon, yeryüzünde hayatın başladığından beri vardı. Ancak insanların radyasyonu tanı, tedavi ya da güç kaynağı olarak kullanabilmesi için teknolojik olarak uzun yollar kat etmesi gerekti. X-ışını ilk olarak 1895'te Alman fizikçi Wilhelm Conrad Röntgen tarafından fotoğraf filminde renk değişimine sebep olan yeni bir ışın çeşidi olarak tanımlandı. Aynı tarihte Röntgen'in arkadaşı olan Herr Kolliker X-ışını makinesinin önüne elini koyup ışınlayarak ilk kez elin kemik yapısının radyografisini çekmeyi başardı.

X-ışınının terapötik amaçlı ilk kullanımı ise 1897'de Prof. Freund tarafından gerçekleştirildi. 1898 de Curie'ler ilk radyoaktif madde olan Radyum elementini keşfettiler. Aynı yılda Becquerel radyoaktivite kavramını geliştirdi ve 3 yıl sonra ilk radyobiolojik deneyi istemeden de olsa gerçekleştirdi. Sol cebinde 6 saat süre ile unuttuğu 200mg'lık radyum paketi, iki hafta içinde cildinde önce eritem sonrasında ise ülser gelişmesine sebep olmuştu. Ancak bu reaksiyonlar iki hafta içerisinde tamamen düzelmişti.

1900'lerin başında biyolojik sistemlerdeki gelişmeye paralel olarak radyobiolojik deneyler de artmaya başladı. Bu deneylerden en çok bilineni sonuçları açısından hala güncelliğini koruyan Bergonie ve Tribondeu'nun yaptığı çalışmadır. Çalışmalarında yüksek mitotik aktiviteye ve kötü differansiasyon özelliklerine sahip dokuların radyasyona diğer dokulardan daha duyarlı olduklarını gösterdiler. 1912-1940 yıllarında Almanya ve İngiltere'de VICIA FABA fidanlarında yapılan çalışmalarda radyasyonun biyolojik sistemlere etkisi ile oksijen varlığı arasındaki ilişki gösterildi.

1910'lu yıllarda radyasyon fiziği açıklığa kavuşana dek radyasyon; cerrahlar, dermatologlar ve jinekologlar tarafından kullanılmaktaydı. Yapılan çalışmalarda radyasyon kanser tedavisinde mucizevi bir yöntem olarak rapor ediliyordu. Ancak zamanla bu vakalarda rekürrens geliştiği, normal dokularda ise ciddi boyutlarda hasar oluştuğu görüldü. Bu uygulamalarda bazı eksiklikler vardı; normal dokuların tolerans dozu bilinmiyordu ve verilen radyasyon dozu hesaplanmıyordu. Kullanılan röntgen tüpleri düşük enerjili X-ışını ürettiyordu. Yüksek doz uygulamalarında cerrahiye eşdeğer sonuçlar alınıyordu. Ancak hastalar kısa dönemde akut reaksiyonlar nedeni ile kaybediliyordu.

1919'da Curie Enstitüsü'nden Ragaud fraksiyonasyon fikrinin doğmasına neden olan ünlü çalışmasını gerçekleştirdi. Koyunların testislerini X-ışını ile ışınladı. Koyunlara tek

seferde yüksek doz verildiğinde sterilitenin gerçekleşmesinin yanında şiddetli cilt reaksiyonlarının oluştuğunu gözlemledi. Aynı dozu belirli periyotlara bölerek verdiği ise hem cilt reaksiyonlarının oluşmadığını hem de sterilitenin gerçekleştiğini gözlemlemiştir. Bu çalışmada testis, hızlı büyüyen tümörün, cilt ise normal dokunun radyasyona yanıtını modellemektedir.

1922 yılında Paris'te düzenlenen Uluslararası Onkoloji Kongresi'nde klinik radyoterapinin ayrı bir medikal bilim olarak ele alınması kararlaştırılmıştır. Aynı kongrede Coutard ve Hautant larinks kanserinde radyasyonun ciddi sekel oluşturmaksızın tedavi amacı ile kullanılabileceğini gösterdiler. 1934'te Coutard radyasyon tedavisinde fraksiyonasyon şemalarını geliştirdi. X-ışını ile tedavi edilen ilk kanser vakalarının sonuçları Paterson tarafından yayınlandı.

II.Dünya Savaşı'nda Hiroşima ve Nagasaki'ye atom bombalarının atılmasından sonra radyobiyojoloji hızlı bir gelişim sürecine girdi. 1956'da invitro basit memeli hücre kültürlerinin geliştirilmesi ve 1959'da sağ kalım eğrilerinin çıkarılması bu sürecin temelini oluşturdu.

Radyasyon fiziği, radyobiyojoloji, klinikte tedavi planlaması ve bilgisayarların kullanılmaya başlanmasıyla radyoterapide hızlı bir ilerleme sağlandı. Günümüzde yeni tanı konulan hastaların çoğunda objektif terapötik sonuçlar elde edilebilmektedir. Bu gelişmede rol oynayan en önemli faktörler; tanının erken evrede konulabilmesi, tedavide multidisipliner yaklaşımın önem kazanması, daha etkin tedavi yöntemlerinin uygulamaya girmesi ve bu yöntemlerin en iyi şekilde kullanılmasıdır (1).

2.2. Radyasyon

Radyasyon veya ışınım, elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerji yayımı ya da aktarımıdır. Radyoaktif maddelerin alfa, beta, gama gibi ışınları yaymasına veya uzayda yayılan herhangi bir elektromanyetik ışını meydana getiren unsurların tamamına da radyasyon denir.

Bir maddenin atom çekirdeğindeki nötronların sayısı, proton sayısına göre oldukça fazla ise; bu tür maddeler kararsız bir yapı göstermekte ve çekirdeğindeki nötronlar alfa, beta, gama gibi çeşitli ışınlar yaymak suretiyle parçalanmaktadırlar. Çevresine bu şekilde ışın saçarak parçalanmış maddelere radyoaktif madde (ışınımsal madde) denir.

2.3. Lineer Hızlandırıcı

Radyoterapinin esasını X-ışınları ile yapılan tedaviler teşkil etmektedir. Konvansiyonel enerji seviyesinde elde edilen X-ışınlarının giricilik kabiliyeti düşük olduğundan, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde, tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokular yüksek miktarda doz almakta ve bilhassa cilt reaksiyonları fazla olmaktadır. Kemik dokusu ile yumuşak doku arasındaki büyük soğurma farkları konvansiyonel X-ışınları ile yapılan tedavide olumsuzluklar teşkil etmekteydi. Bu sebeple, kemik ve diğer dokularda aynı soğurmayı verecek X-ışını cihazları üzerinde yoğun çalışmalar yapıldı. Yüksek enerjili X-ışını demetlerinin konvansiyonel tipte çalışan cihazlar ile elde edilemeyeceği anlaşıldığından, yüklü parçacıklar hızlandırılarak başka sistemler üzerinde araştırmalar yapıldı. Bu amaçlı ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı.

1930'lu yılların sonunda yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler geliştirilerek lineer hızlandırıcılarda, elektron hızlandırılmasında kullanıldı. Böylece değişik enerjilerde hem X-ışını hem de elektron demetleri veren cihazlar yapıldı.

Günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948'de İngiltere ve 1955'de Amerika'da kurulmuştur. Lineer hızlandırıcılar röntgen tüplerinin çalışma prensipleri ile çalışırlar. Ancak, normal X-ışın tüplerinde elektronlar 400 kV'dan fazla hızlandırılmazlar. Anot ile katot arasındaki mesafe, lineer hızlandırıcılarda daha uzundur. Megavoltaj X-ışınları, katottan fırlatılan elektronların, megavoltaj elektrik potansiyel farkı ve mikrodalgalar sayesinde hızları ışık hızına yaklaştırılarak anoda çarptırılması sonucu elde edilir. Lineer hızlandırıcılarda, radyoaktif Kobalt ünitelerinden daha yüksek enerjili ışınlar, elde etmek mümkündür. Ayrıca cilt koruyucu özellikleri, Kobalt teleterapi cihazlarının yaydığı gama ışınlarından daha fazladır.

Çalışma prensipleri basitçe şöyledir: Güç kaynağı, merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapılı, impuls (atma) oluşturan elektrik ağı ve hidrojen thyatron lambalarını içeren modülatöre doğru akım verir. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve bir kontrol sistemi, bu akımla belli aralıklarla titreşim oluşturur. Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmalar magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. Magnetron, elektromanyetik mikrodalgalar üreten, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. 15 MeV'den daha büyük elektronlar için klystron kullanılır.

Hızlandırıcı, 10cm çapında, vakumlu silindirik tüpten oluşmuştur. Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile hızlandırıcı bakır tüpün içine gönderilir. Magnetron veya klystrondan çıkan elektromanyetik dalgalar hızlandırıcı tüpe gelir.

Böylece, yaklaşık 10cm çaplı odacıklarda 3000 MHz frekansında titreşimler oluşturulur. Elektrotta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, elektrodun ortasındaki kanala iletilir. Elektron tabancasından elde edilen elektronlar, 50 keV ile hızlandırıcı bakır tüpe girer ve doğrusal olarak hızlanarak ilerler.

Elektronları bir demet halinde toplamak ve bu halde hedefe göndermek için manyetik odaklayıcılar kullanılır. Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcının çıkış penceresinden, en yüksek enerjilerini kazanarak, 3mm çapında demet olarak çıkarlar. Enerjileri yaklaşık 5MV/metre'dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, bu huzme, tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mıknatıs (bending magnet) ile 90° veya 270° açıyla saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir. Buradan da hedefe (target) çarptırılır veya yapının dışına iletilir.

Elektronun enerjisi arttıkça, ileri doğrultuda X-ışını yayılımı artar. MV mertebesindeki X-ışını tüplerinde kullanılan geçirgen tip yüksek atom numaralı hedeflerin bir yüzüne elektronlar gelirken, diğer yüzünde X-ışınları oluşur. Gelen elektronun soğurulması için hedef yeterli kalınlıkta olmalıdır (2).

2.4. X-Işınları

X-ışınları elektromanyetik radyasyonun bir formudur. Atomların yörüngelerindeki elektronlarının, foton ya da hızlandırılmış parçacık ile etkileşime girmesiyle, bulunduğu yörüngeden üst yörüngelerden birine geçiş yapması sonucu ortaya çıkan enerji farkının foton olarak yayılması ile oluşan X-ışınları atomun iyon yapısını değiştirdiğinden dolayı "iyonize edici" olarak tanımlanır. Etkileşime giren yörünge elektronu bulunduğu yörüngede etkileşimden dolayı sadece titreşiyor ise bu titreşimden kaynaklı enerji farkından oluşacak x-ışınlarına "iyonize edici olmayan" X-ışınları denir.

X-ışınlarının enerjileri, hızlandırılmış elektronun üretildiği tüpün çıkış voltajına bağlıdır. Bremsstrahlung X-ışınları ise hızlandırılmış elektronların yüksek atom numarasına

sahip atomların çekirdeklerinin güçlü elektrik alanlarından etkilenerek yön değiştirmesi ile oluşan enerji farkının foton olarak ortaya çıkmasıdır.

X-ışınları 0.01 ile 10 nanometre arasında dalga boyuna sahiptirler. Bu değişim 30 petahertz ile 30 exahertz (3×10^{16} Hz - 3×10^{19} Hz) arasındaki frekans değişiminden kaynaklanmaktadır. Frekans ve dalga boyundaki bu değişimler X-ışınlarının enerjilerinin 100eV ile 100keV arasında olmasını sağlamaktadır. Dalga boyları ultraviyole ışınlarından daha kısa, gama ışınlarından ise daha uzundur. Enerji ile dalga boyu arasındaki ters orantı bağıntısından enerjiler arasındaki sıralama, gama > X-ışınları > UV şeklinde oluşmaktadır.

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.1)$$

h= planck sabiti

c= ışığın boşluktaki hızı (m/s)

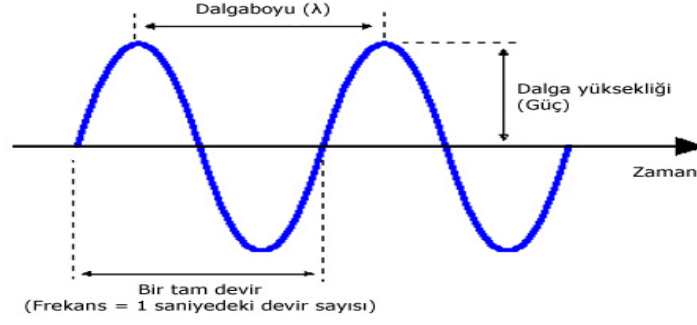
E=enerji (eV)

λ = bir dalga serisinin tekrarlanan birimleri arasındaki mesafedir.

Dalga boyu, frekans ile ters orantılıdır; dolayısıyla frekans azaldıkça dalga boyu uzar. Bu ilişki aşağıdaki formülle ifade edilebilir;

$$f = \frac{v}{\lambda} \quad (2.2)$$

Burada f frekans, v dalga hızı, λ ise dalga boyunu sembolize eder.



Şekil - 1: Dalgayı oluşturan yapılar

2.5. Radyoterapi

Radyoterapi, iyonlaştırıcı ışın kullanarak kanser hastalığının tedavisidir. Hedef tümörlü dokunun yok edilmesini ve bu sırada da normal dokuların korunmasını amaçlar. Bu konu ile ilgili bilim dalına Radyasyon Onkolojisi adı verilir. Radyoterapi kanser tedavisinde tek başına ya da cerrahi ve/veya kemoterapi ile birlikte kullanılabilir. Cerrahi tedavi ile benzer sonuçlar elde edilen hastalıklarda organın korunmasını sağlayıp, fonksiyon kaybını önlediğinden tercih edilebilen tedavi yöntemidir.

Radyoterapide kanser hücrelerinin bölünmesini engellemek amacıyla iyonizen radyasyon (yüksek enerjili fotonlar ya da hızlandırılmış subatomik partiküller) kullanılır. Absorbe edilen radyasyonun birimi geçmişte 'rad' olarak tanımlanmaktaydı. Bu tanımlama GRAY (Gy) olarak değiştirilmiştir.

1 Gy, 1 kg dokuda absorbe edilen 1 joule`lük enerji miktarıdır.

2.5.1. X-Işınlarnın Radyoterapide Kullanılması

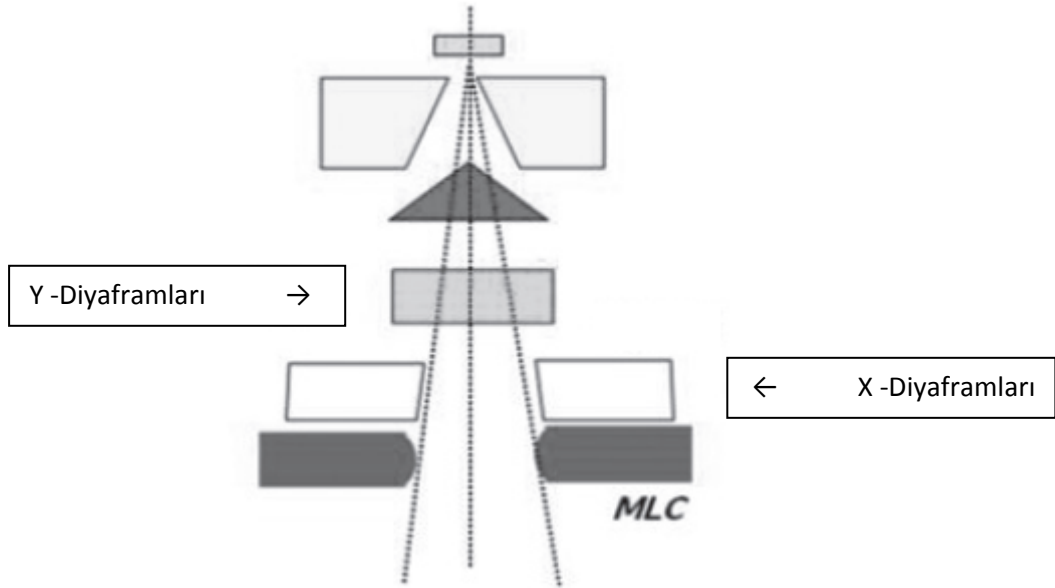
Radyoterapi tedavi yönteminde, X ışınları, gama ışınları ile elektron ve proton gibi parçacıkların hızlandırılması ile oluşturulan iyonize edici radyasyon formları kullanılmaktadır.

Lineer hızlandırıcılarda genellikle hızlandırılmış elektron demetinin tungsten gibi atom numarası ve erime sıcaklığı yüksek materyallere çarptırılarak elde edilen radyasyon formu olan X-ışınları kullanılmaktadır.

X-ışınları yüklü parçacıklar olmadıklarından dolayı yönlendirilmeleri manyetik alan ile olanaksızdır. Ancak, değişik yönlere hareket eden bu dalgaları şekillendirebilmek mümkün olmaktadır. Bu çözüm yönteminde kolimatör olarak adlandırılan malzemeler bize yardımcı olmaktadır.

Kolimatörler, ışın demetleri ya da hızlandırılmış parçacıkların yönlendirilebilmesini sağlayan ve gerektiğinde etki alanlarını daraltabilen yapılardır. ışınlamak istenen hedef hacmin çoğu zaman düzgün olmayan şeklinden dolayı kritik organların korunması düzgün şekilli kolimatörler ile mümkün olamamaktadır. Bu olumsuz durumun giderilebilmesi, kolimatörlere ek, yardımcı bir yapı sayesinde mümkün olmaktadır. Yan yana dizilmiş ince yaprak şeklinde ağır ve yoğun metal ya da metal alaşımlardan oluşan bu yapılar birbirinden bağımsız hareket edebilen motorlu kolimatörlerdir. Şekillerinden dolayı Çok Yapraklı Kolimatörler (ÇYK - MLC, Multi Leaf Collimators) olarak adlandırılırlar.

Şekillerinin ayrıntıları üretici firmaya göre değişiklik gösterse de aynı amaca hizmet etmektedirler. MLC yapısına sahip bir lineer hızlandırıcının gantri yapısı



Şekil - 2: Kolimatör yapısını oluşturan yapılar

MLC'ler ışınlaması istenen hedefin şeklini kolaylıkla alabildiğinden dolayı, çevre kritik organları rahatlıkla korumamıza yardımcı olmaktadır. Ayrıca bağımsız ve hareketli yapılarından dolayı, heterojen doz dağılımını mümkün kılmaktadır.

Tedavi tekniği olarak karşımıza çıkan bu yönteme IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi adı verilmektedir.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, ileri teknolojiyi kullanarak radyasyon demetlerini yönlendiren ve bu yönlendirme yetisi sayesinde radyasyonun kanserli hücrelerin tümüne etki etmesini ve aynı zamanda normal dokunun korunmasını sağlayan radyoterapi tedavi tekniğidir.

IMRT tekniğinde gantry planlanan açıya gelerek, tedavi planlamasındaki MLC modülasyonunun etkisiyle doz dağılımını oluşturur. MLC hareketleri ile aynı anda ışınlamanın yapılması IMRT tekniğinin en büyük avantajıdır.

Bu avantajı gantry dönüşü ile birleştiren yöntem ise Hacim Ayarlı Ark Tedavi (VMAT, Volume Modulated Arc Therapy) tekniğidir. VMAT tekniğinde gantri 360° dönerek, ışınlama devam ederken MLC hareketleri optimize edilen şekilde doz dağılımını oluşturur. IMRT tekniğine göre avantajı tedavi süresini oldukça kısaltmasıdır.

IMRT, VMAT ve konformal tedavi tekniklerinde planlanan doz miktarı fraksiyonlara bölünerek hastaya verilir.

Fraksiyonasyon, biyolojik etkinliğe göre düzenlenmiş tedavi takvimidir. Fraksiyonasyonun amacı kanser hücrelerinin bölünme evrelerinde yakalanmalarını sağlayarak çoğalmalarını engellemek ve normal dokunun biyolojik durumunun korumasına yardım etmektir. Planlanan toplam doz miktarı 2000cGy olan bir tedavinin 10 günlük fraksiyonasyon şemasına uygulanması, fraksiyon başına 200cGy doz verilmesi anlamına gelmektedir.

Biyolojik etkin doz (BED) hesabı lineer ikinci dereceden eşitlik yöntemi (LİDE; LQM, Linear Quadratic Method) ile yapılabilir. LQM formülasyonu genellikle radyasyona olan biyolojik hassasiyetin modellenmesinde kullanılır.

Fraksiyon (n) başına, fraksiyon dozunun (d), biyolojik etkin dozu (BED);

$$BED = nd \left(1 + \left(\frac{d}{\left(\frac{\alpha}{\beta} \right)} \right) \right) \quad (2.3)$$

formülü ile belirlenir. Formülde;

α : 1 Gy doz ile ölen hücre sayısı

β : 1 Gy² doz ile ölen hücre sayısı

n : fraksiyon sayısı

d : fraksiyon dozu ve

nd : toplam dozu göstermektedir

2.6. Stereotaktik Radyocerrahi - Stereotaktik Radyoterapi - Stereotaktik Vücut Radyoterapisi

Stereotaktik Radyoterapi, ileri ve modernize edilmiş radyoterapi tedavi formudur. Stereotaktik radyoterapi (SRT), yüksek doz radyasyonu küçük hacimlere odaklamamızı sağlar. SRS ve SRT teknik olarak birbirine benzemekle beraber, SRS yüksek dozu tek fraksiyonda uygulama tekniğidir. SRT ise yüksek dozu, kısa fraksiyone tedavi takvimine göre hastaya vermektir.

SRS, SRT ve SBRT tedavi tekniklerinde yüksek dozları kısa zamanda uyguladığımızdan dolayı, normal dokuyu korumak daha da ciddi ve zor bir durum olmaktadır.

Normal dokuyu koruma işlemi kolimatörlerle yapılabildiği gibi, radyasyon üreten cihazların kalibrasyonu, ölçümlerin değerlerinin doğruluğu, enerjinin stabil hali, planlama sistemlerinin hesap algoritmalarının etkinliği de dozun doğru uygulandığını dolayısı ile de normal dokunun korunduğunu gösterir.

SRS, SRT ve SBRT tekniklerinde kullanılan doz miktarları çok yüksektir. Dozun yüksek olmasından daha önemli olan bir durum da bu tekniklerin uygulandığı alan boyutlarıdır. SRS, SRT ve SBRT tedavi teknikleri "küçük alan" olarak ifade edilen alan boyutlarında uygulanmaktadır.

Radyoterapide küçük alan; 0.4x0.4cm² ile 4x4cm² arasındaki alan boyutlarıdır. Ayrıca alan merkezinde lateral (yanal) elektron dengesi sağlanamayan durumlar da küçük alan tanımına uymaktadır. Küçük alan tanımını ciddi kılan durum ise, standart klinik dozimetrik ekipmanların 4x4cm² den küçük olan alan boyutlarında output faktörlerini doğru ve hassas bir şekilde ölçemiyor olmasıdır (3).

Böyle durumlarda yapılacak en küçük hata bile tölere edilemeyecek sonuçlar doğurabilir. Bundan dolayıdır ki SRS, SRT ve SBRT tekniklerinde kalibrasyon için gerekli olan dozimetrik ölçüm ekipmanlarının doğru ve dikkatli bir şekilde seçilmesi gerekmektedir.

2.7. İyon Odası Detektörü

İyon odası üzerine gelen iyonlaştırıcı radyasyonun miktarını ölçebilen içi hava dolu ölçüm cihazlarına verilen genel isimdir. İçerisinde pozitif (+, anod) ve negatif (-, katod) kutuplu iki elektrot bulunur. İyon odalarının çalışma prensibi ise kısaca şöyledir:

Gelen radyasyon, iyon odası içindeki hava moleküllerini oluşturan atomları iyonize ederek, negatif (-) ve pozitif (+) iyon çifti oluşturur. İyon odası içerisindeki negatif (-) yüklü iyonlar, pozitif yüklü elektrot olan anod tarafından; pozitif (+) yüklü iyonlar ise negatif (-) yüklü elektrot olan katod tarafından Coulomb yasası gereği (zıt yüklü parçacıklar birbirini çeker, aynı yüklü parçacıklar ise birbirini iter) çekilir ve elektronik sinyal olarak elektrometreye aktarılır. Aktarılan iyonlar çeşitli elektronik sistemler aracılığıyla yükseltilir ve elektrometre aracılığıyla sayısal değer olarak okunur.

2.8. Diyot Detektörleri

Silikon yarı iletken diyotlar yaklaşık 30 yıldır radyasyon detektörü olarak kullanılmaktadırlar. Silikonun kütleli yoğunluğu ve iyon çifti taşınımı için gerekli ortalama enerjinin düşük olması, küçük alanlarda ölçüm yapılırken, gaz dolu iyon odalarına göre 18000 kat daha fazla radyasyon akım yoğunluğu ölçmesine izin vermektedir. Bu özelliklerinden dolayı silikon yarı iletken detektörler, yüksek duyarlılığa sahip olmaları (birim doz başına toplanan yük miktarı), küçük hacimleri, mekanik sağlımlıkları ve gerçek zamanlı okumalarının hassasiyeti sayesinde küçük alanlardaki ölçümlerde rahatlıkla kullanılabilirler. Katı hal detektörleri N-type ve P-type olmak üzere ikiye ayrılırlar.

N-Type silikon yarı iletken detektörler, donör olarak tanımlanan elektron koparılması kolay (5 değerlikli) bir elementten (genellikle Fosfor) imal edilmiştir. Böylece her donör, silikon yapıya bir serbest elektron vererek, elektrikselsel bir akım meydana getirir. N-Type detektörlerde majör taşıyıcı elektron, minor taşıyıcı ise serbest elektronların doldurduğu boşluklardır.

P-Type silikon yarı iletken detektörlerde ise akseptör olarak tanımlanan 3 değerlikli (genellikle Boron) elementten imal edilmiştir. Silikon yapısındaki her akseptör bir serbest elektron tutarak elektriksel iletimi sağlamaktadır. P-Type silikon yarı-iletken detektörlerde majör taşıyıcılar boşluklardır; minör taşıyıcılar ise elektronlardır.

Her iki tip yarı iletken detektör de radyoterapide kullanılabilir.

2.9. Output Faktörü

Radyasyon üreten bir cihazın, referans ortamda, referans alanda, referans derinlikte $1\text{MU}=1\text{cGy}$ olarak kalibre edildiğinde, farklı derinliklerde alınan ölçüm değerlerinin, referans ölçüme oranlanması ile bulunan sayısal değerdir. Bu sayısal değer farklı derinliklerdeki doz değerlerini doğru hesaplamada kullanılır. Kalibrasyonda referans ortam sudur (H_2O), referans alan $10\times 10\text{cm}^2$, referans derinlik ise enerjiye bağlı olarak değişiklik göstermekle beraber 6MV foton enerjide 1.5cm'dir.

2.10. Profil

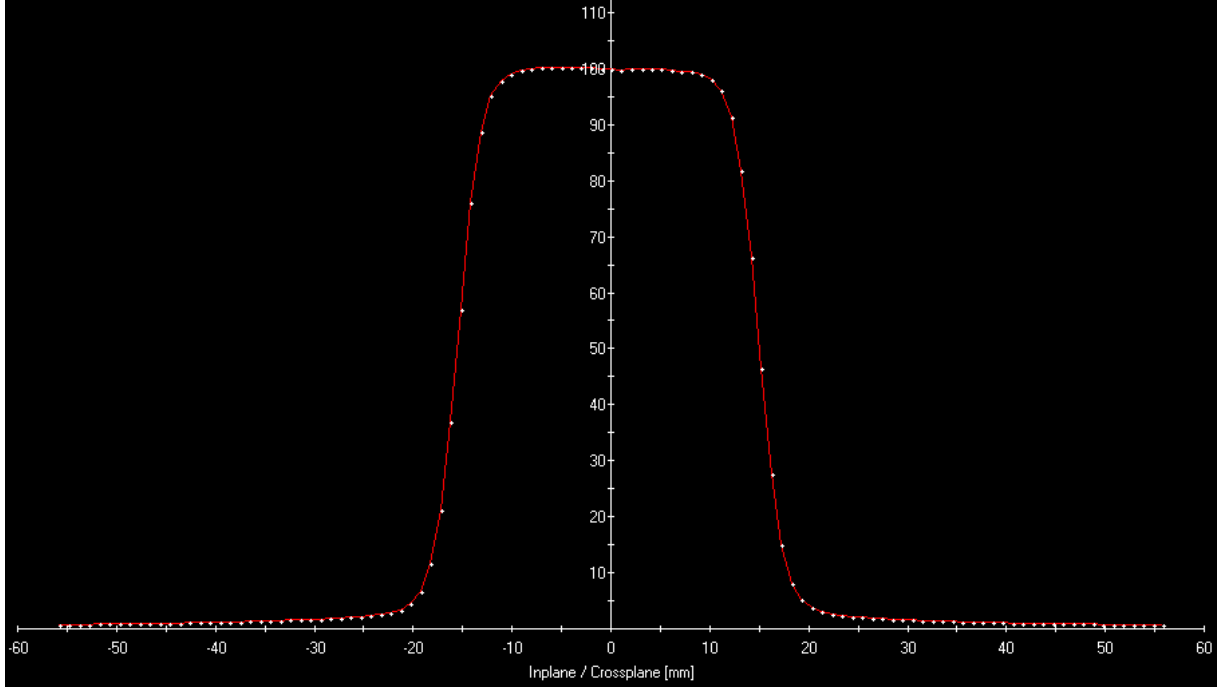
Demet merkezi eksenini boyunca alınan doz dağılımları, bize gerekli olan hasta içindeki doz dağılım bilgilerinin sadece bir bölümünü vermektedir. 2 ve 3 boyutlu doz dağılımları, merkezi eksen datalarının merkez eksenini dışı profil verileriyle birleştirilerek hesaplanabilmektedir.

Eksen dışı datalar, merkezi eksen demetine dik olarak, herhangi bir derinlikte su fantomunda ölçülebilir. Genel olarak bu derinlikler d_{max} (dozun maksimum olduğu derinlik), 10cm ve tedavi sisteminin gereksinimleri ile cihaz özelliklerine bağlı olarak farklı derinliklerde alınabilir. Eksen dışı bir noktadaki dozun merkezi eksenindeki doza oranı "eksen dışı oranı" (off-axis ratio, OAR) olarak tanımlanır. Megavoltaj X-ışını profilleri, merkez, penumbra ve umbra olarak 3 ayrı bölgeden oluşur.

Merkezi bölge, geometrik alanın demet merkezi eksenine doğru 1-1.5cm içeriye girilerek sınırlandırılan bölge olarak tanımlanır. Geometrik alan ise %50'lik doz noktalarının dağılım bölgesidir (4).

Penumbra bölgesi ise, doz dağılımının %80`den %20`ye hızlıca düştüğü bölgedir. Bu düşüş kolimatörlerle belirlenen alan kenarlarına, kaynak genişliğine ve yanal elektron saçılımlarına da bağlıdır (4).

Umbralara ise radyasyon alanının dışındaki bölgedir. Saçılmalardan kaynaklı dozlar bu bölgede ölçülür (4).



Şekil - 3: 3x3cm² alanda 60008 diyot detektörle alınmış profil

2.11. Düzlük

Radyasyon demeti düzlüğü (Flatness), merkezi ekseninde %80`lik doz alanının içerisinde D_{max} ve D_{min} noktalarının sayısal değerleri ile;

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

formülü ile bulunan bir değerdir.

Standart lineer hızlandırıcı cihaz özelliklerine göre F , 10cm derinlikte SSD 100cm`de (düzleştirici varsa) açılacak maksimum alan boyutunda (genellikle 40x40cm²) ölçüldüğünde %3`ten az olmalıdır (4).

2.12. Simetri

Radyasyon demetinin simetrisi, merkezden eşit uzaklıktaki iki ayrı doz profil alanının büyüklüklerinin karşılaştırılmasıdır. Değerlendirme açısından en hassas derinlik olan d_{max} derinliğinde ölçüm alınmalıdır. Ölçüm alındıktan sonra aşağıdaki formül kullanılarak simetri değeri bulunur.

$$S = 100 \times \frac{alan_{sol} - alan_{sağ}}{alan_{sol} + alan_{sağ}} \quad (2.5)$$

Standart lineer hızlandırıcılarda simetri değerinin %2`nin altında olması gerekmektedir (4).

2.13 Yüzde Derin Doz

Radyasyon şiddeti, boşlukta, uzaklığın karesi ile ters orantılı olacak şekilde azalma gösterir.

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{D_2^2}{D_1^2} \quad (2.6)$$

Doz değerindeki değişimi, radyasyon üreten cihazların kalibre edildiği referans koşullara göre düzenleyebilmek için kullanılan tanımlardan biri de Yüzde Derin Doz (YDD; PDD, Percentage Depth Dose)`dur.

PDD, herhangi bir derinlikte absorbe edilen dozun, referans derinlikte absorbe edilen doza oranının yüzde (%) cinsinden değeridir. PDD değerleri ölçümlerle elde edildiğinden dolayı, küçük alanlarda alınan ölçümlerin hassas ve doğru olması oldukça önemlidir.

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \times 100 \quad (2.7)$$

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma, Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nde yapılmış olup, Acıbadem Maslak Hastanesi'nde bulunan aşağıdaki cihazlar kullanılmıştır:

1. Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcı
2. PTW MP3 su fantomu
3. PTW MEPHYSTO mcc 1.6 su fantomu ölçüm programı
4. PTW Farmer iyon odası
5. PTW PinPoint iyon odası
6. PTW Semiflex iyon odası
7. PTW 60008 diyot detektör
8. PTW 60017 diyot detektör
9. PTW 60018 diyot detektör
10. Sun Nuclear EDGE diyot detektör

3.1.1. Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada kullanılan Varian marka DHX model, Clinac serisi lineer hızlandırıcı, 6 ve 18 MV foton enerjileri ile 4, 6, 9, 12 ve 16 MeV elektron enerjilerine sahiptir. hızlandırıcı, 100cm'de minimum $0.5 \times 0.5 \text{cm}^2$, maksimum $40 \times 40 \text{cm}^2$ alan boyutlarına sahiptir. Kafa kısmında yer alan birincil kolimatörlerin kalınlığı 92mm, dikdörtgen alanların oluşmasını sağlayan X ve Y diaframlarının kalınlığı ise 78mm'dir. Kolimatörlerin radyasyon geçirgenliği %0.5'ten düşüktür.

Kolimatörlerin altında yer alan 120 adet (60+60) Millenium MLC'ler 56mm kalınlığa sahiptir. Hızlandırıcı, MV portal (EPID, Elektronik Portal Görüntüleme) ve kV görüntüleme özelliğinin yanı sıra cone beam BT (Cone Beam Computed Tomography, CBCT) yöntemlerine

sahiptir. Cihazda 3 boyutlu konformal, IMRT, VMAT tedavi tekniklerinin yanı sıra linak tabanlı SRS, SRT ve SBRT tedavileri de yapılabilmektedir.

3.1.2. PTW MP3 Su Fantomu Tankı

MP3 su tankı, ölçümlerin çok geniş alanlarda, dikine, enine ya da eğik bir düzlemde alınmasına olanak sağlamaktadır. Detektörün yatay (horizontal) hareket mesafesi $600 \times 500 \text{mm}^2$, dikey (vertikal) hareket yüksekliği ise 407.5mm'dir. 20mm kalınlığındaki akrilik duvarlar, tankı çarpmalara karşı dayanıklı hale getirmektedir. Tankın, cihaz merkezine yerleştirilebilmesine yardımcı olan merkez çizgileri, ölçüm öncesi kurulumu oldukça kolaylaştırmaktadır.

Paslanmaz Çelik mekanizması, hem su içerisindeki pertürbasyonu en aza indirmekte hem de ölçüm esnasındaki pozisyon hassasiyetinin devamını sağlamaktadır. Detektörler bu mekanizma üzerinde 50mm/saniye hız ile yer değiştirebilmektedir. Tankın kullanımı için MEPYSTO yazılımı gerekmektedir (5).

3.1.3. MEPHYSTO mcc 1.6 Su Fantomu Ölçüm Programı

PTW su fantomu tankı ile ölçüm alınırken gerekli olan MEPHYSTO mcc yazılımı, değişken enerjilerde, alan şekillerinde ve derinliklerde; ölçüm hızı ve süresini ayarlamayı mümkün kılan; output, PDD, düzlük (flatness) ve simetri gibi kalibrasyon ve kontrol amaçlı ölçümlerin sayısal ve grafiksel ölçüm değerlerini veren bilgisayar programıdır. Bu çalışmada, MEPHYSTO mcc 1.6 © 2007 versiyonu kullanılmıştır (6).

3.1.4. PTW Farmer İyon Odası

Farmer tipi 0.6cm^3 etkin ölçüm hacimli silindirik iyon odası, foton ve elektron enerjilerinin ölçümü için dizayn edilmiştir. Foton enerjilerinde 30 kV ile 50 MV aralığında ölçüm alınabileceği tavsiye edilirken, elektron enerjilerinde 10MeV ile 45MeV aralığındaki büyüklükleri ölçmede kullanılması tavsiye edilmektedir. Katı fantom ölçümleri için idealdir (7).



Resim - 1: PTW Farmer iyon odası detektörü

3.1.5. PTW Pinpoint İyon Odası

Pinpoint iyon odaları, IORT (Intraoperatif Radyoterapi), IMRT, SRS, SRT ve SBRT gibi küçük alanların karşılaştığı tüm durumlarda kullanılabilen bir doz ölçüm aparatıdır. Yüzde doz dağılımları (PDD) gibi tarama ölçümlerinde, iyon odası kendi eksenine dik hareket ederken, çok yüksek çözünürlüklü (hassas) ölçüm almamızı sağlayabilmektedir. Hava, su ve katı fantom ölçümlerinde kullanıma uygundur. Etkin ölçüm hacmi $0.015\text{cm}^3 / 0.03\text{cm}^3$ ve duyarlı kısmın çapı da $2\text{mm} / 2,9\text{mm}$ 'dir. Üretici firma tarafından tavsiye edilen ölçüm alanı boyutları $2 \times 2\text{cm}^2$ ile $30 \times 30\text{cm}^2$ arasındadır (7).



Resim - 2: PTW Pinpoint iyon odası detektörü

3.1.6. PTW Semiflex İyon Odası

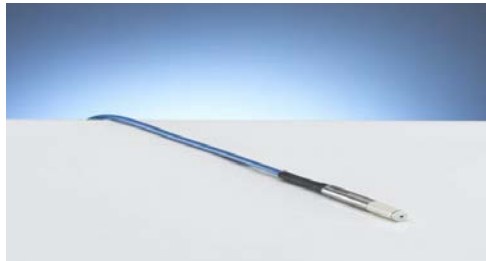
Semiflex 0.125cm^3 etkin ölçüm hacimli iyon odası, daha çok su fantomlarında doz dağılımı ölçmek için dizayn edilmiştir. Tavsiye edilen enerji ölçüm aralığı foton enerjileri için 30kV ile 50MV arasında iken elektron enerjilerinde 6MeV ile 50MeV aralığındadır. Havadaki ölçümler için (yığılma kapağı) build-up cap ile kullanılmalıdır. Küresele yakın şekli itibari ile su fantomunda 3D (3-boyutlu) ölçümler için uygundur (7).



Resim - 3: PTW Semiflex iyon odası detektörü

3.1.7. PTW 60008 P-Type Diyot Detektör

60008 P-Type diyot detektör, IMRT, IORT, SRS, SRT ve SBRT gibi küçük alanlı radyoterapi uygulamalarında, foton enerjilerinin ölçümünde kullanılmaktadır. Hassasiyetinin ve çözünürlüğünün yüksek olması, küçük alanların profillerinde ve penumbra bölgesinde dahi kusursuz ölçümler alınmasını mümkün kılmaktadır. 1cm^2 ile 40cm^2 arasındaki alan boyutlarında, su fantomunda, katı fantomda ve havada ölçüm alınırken kullanılabilir (3).



Resim - 4: PTW 60008 Diyot detektör

3.1.8. PTW 60018 P-Type Diyot SRS Detektör

60018 P-Type kaplamasız yarı iletken detektör, ölçümlerdeki yüksek çözünürlüğü ve çok kısa bekleme süresi (dwell time) sayesinde SRS tedavi yöntemlerinin profil ölçümleri gibi hassasiyet gerektiren data ölçümlerinde kullanılmaktadır. Bu yüzden 60018 Diyot SRS Detektör olarak da isimlendirilmektedir. Hassas ölçüm hacmi $0,3\text{mm}^3$ olan 60018 SRS detektör, maksimum 6MV'lik foton enerjilerinin ölçümünde ve maksimum $10\times 10\text{cm}^2$ alan boyutlarının profil dalarının alınmasında kullanılmaktadır (3).

3.1.9. PTW 60017 P-Type Diyot-E Detektör

60017 P-Type diyot-E detektörü, elektron ve foton enerjilerinin dalarının kullanıldığı IORT, IMRT ve stereotaktik yöntemlerin profil ve PDD ölçümünde kullanılmak üzere dizayn edilmiştir. $0,03\text{mm}^3$ 'lük etkin ölçüm hacmi, elektron enerjilerinde $1\times 1\text{cm}^2$ ile $40\times 40\text{cm}^2$ alan aralıklarında ölçüme duyarlı iken foton enerjilerinde $10\times 10\text{cm}^2$ 'den büyük alanlarda ölçüm almaya elverişli değildir. 60017, üstün tepki özelliği ile $1\times 1\text{cm}^2$ ile $40\times 40\text{cm}^2$ alan boyutları arasında PDD ölçümü için de kullanıma oldukça uygun bir detektördür (3).

3.1.10. EDGE Diyot Detektör

EDGE diyot detektör, tedavi planlamaları için daha düz profilleri anlık ve yüksek çözünürlükle verebilmektedir. İyon odalarına göre yaklaşık 6000 kat daha küçük etkin ölçüm alanına ($0,8\times 0,8\text{mm}^2$) sahip olmasına rağmen 100 kat daha fazla sinyal alabilmektedir. Ayrıca PDD ölçüm eğrilerini, alan kenarları ve penumbra bölgelerindeki ölçümleri yüksek hassasiyetle alabilmektedir (8).



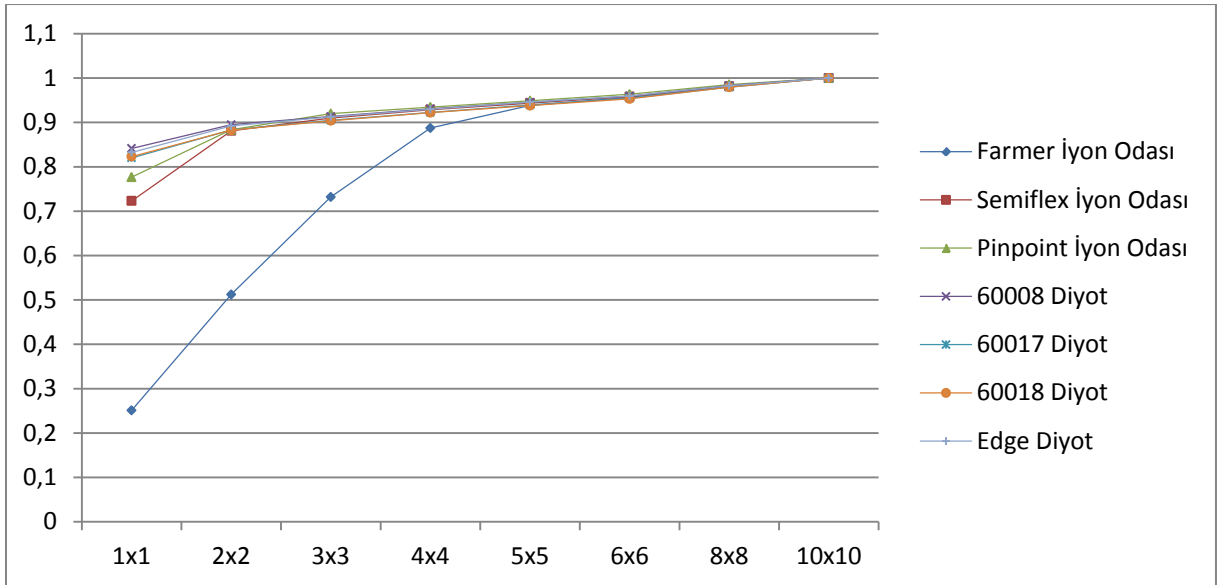
Resim - 5: Sun Nuclear EDGE diyot detektör

3.2. Yöntem

3.2.1. Output Ölçümlerinin Alınması

Çalışmada, öncelikle lineer hızlandırıcı cihazının doğruluğunun kontrolü amacıyla, mekanik ve dozimetrik kontrolleri yapıldı ve hata paylarının %1'in altında olduğu ispatlandı. 6MV foton enerjisinde, önce katı fantomda (elektron yoğunluğu, suyun elektron yoğunluğuna eşdeğer katı malzeme) sonrasında ise su fantomunda enerji kalitesi TPR_{10}^{20} (20cm derinlikteki okuma değerinin 10cm derinlikteki okuma değerine oranı) ölçülerek kontrolü sağlandı.

Su fantomu tankı manuel olarak merkezlenerek kurulum yapıldıktan sonra 1 defa MEPHYSTO yazılımı ile merkez kontrolü ve düzeltmesi yapıldıktan sonra, iyon odaları ile sırası ile ölçümler alındı. Ölçümler $1 \times 1 \text{cm}^2$, $2 \times 2 \text{cm}^2$, $3 \times 3 \text{cm}^2$, $4 \times 4 \text{cm}^2$, $5 \times 5 \text{cm}^2$, $6 \times 6 \text{cm}^2$, $8 \times 8 \text{cm}^2$ ve $10 \times 10 \text{cm}^2$ kare ve açık alan boyutlarında alındı.



Grafik - 1: 6MV Foton enerjisiyle farklı İyon odası ve Diyet detektörlerle alınan output değerleri

Output değerleri, 6MV foton enerjisi kullanıldığından TRS-398 doz ölçüm raporu kılavuzluğunda 10cm derinlikte Coulomb (C) cinsinden alındı.

3.2.2. PDD Ölçümlerinin Alınması

PDD ölçümleri $1 \times 1 \text{cm}^2$, $2 \times 2 \text{cm}^2$, $3 \times 3 \text{cm}^2$, $4 \times 4 \text{cm}^2$, $5 \times 5 \text{cm}^2$, $6 \times 6 \text{cm}^2$, $8 \times 8 \text{cm}^2$ ve $10 \times 10 \text{cm}^2$ kare, açık alan boyutlarında ve her iyon odası için 25cm derinlikten başlayarak alınmıştır. Taramalar yapıldıktan sonra MEPHYSTO yazılımı ile grafiklere 1 defa pürüzsüzleştirme işlemi (smoothing) yapılmıştır.

3.3.3. Profil Ölçümlerinin Alınması

Su fantomu kurulumundan sonra MEPHYSTO yazılımı ile bir defa merkez kontrolü yapıldıktan sonra d_{max} (1.5cm), 5cm, 10cm, 20cm ve 30cm derinlikte inplane (gan - target) düzleminde 6 farklı detektörle, küçük alan tanımına uygun olarak $1 \times 1 \text{cm}^2$, $2 \times 2 \text{cm}^2$, $3 \times 3 \text{cm}^2$, $4 \times 4 \text{cm}^2$ ve $5 \times 5 \text{cm}^2$ alan boyutlarında ölçümler alınmıştır. MEPHYSTO yazılımı ile tarama aralıkları 2mm ve okuma zamanları 0.35 saniye olarak ayarlanmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Output Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular

Kullanılan iyon odaları ve detektörlerin özellikleri gereği doz başına yük toplama miktarlarının değişkenlik gösterdiği, açıkça görülmektedir.

Alan / Detektör	Farmer İyon Odası	Semiflex İyon Odası	Pinpoint İyon Odası	60008 Diyot	60017 Diyot	60018 Diyot	Edge diyot
1x1cm ²	4,486nC	2.380nC	0,32nC	168,2nC	8,456nC	140,4nC	32,56nC
2x2cm ²	9,154nC	2.900nC	0,364nC	178,9nC	9,105nC	150,6nC	34,89nC
3x3cm ²	13,08nC	2.995nC	0,379nC	182,6nC	9,329nC	154,2nC	35,69nC
4x4cm ²	15,86nC	3.056nC	0,385nC	186,1nC	9,513nC	157,3nC	36,36nC
5x5cm ²	16,77nC	3.105nC	0,391nC	189nC	9,687nC	160nC	37nC
6x6cm ²	17,09nC	3.153nC	0,397nC	191,8nC	9,842nC	162,6nC	37,53nC
8x8cm ²	17,54nC	3.230nC	0,406nC	196,5nC	10,1nC	167,1nC	38,44nC
10x10cm ²	17,87nC	3.291nC	0,412nC	199,9nC	10,31nC	170,6nC	39,11nC

Tablo - 1: İyon Odası ve Diyot Detektörlerin Output Ölçüm Değerleri

60008 diyot detektör, tüm alanlarda en fazla yük okuyan detektör olarak öne çıkmaktadır. Pinpoint iyon odası ise en az yük okuyan detektör olarak karşımıza çıkmaktadır.

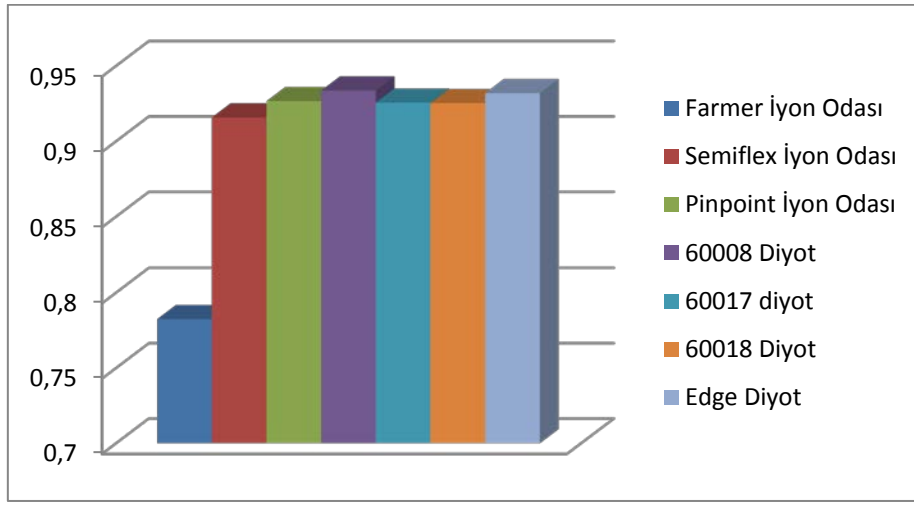
Yük miktarının az ya da çok olması, ölçümün hassasiyetini göstermemektedir. Çünkü okuma değerleri 10x10cm² alan boyutundaki okumalara normalize edildiğinde, Pinpoint iyon odasının, Semiflex ve Farmer iyon odalarından daha yüksek bir yüzde ile okuma aldığını göstermektedir.

Alan / Detektör	Farmer İyon Odası	Semiflex İyon Odası	Pinpoint İyon Odası	60008 Diyot	60017 Diyot	60018 Diyot	Edge Diyot
1xcm ²	0,251	0,723	0,777	0,841	0,820	0,823	0,833
2x2cm ²	0,512	0,881	0,883	0,895	0,883	0,883	0,892
3x3cm ²	0,732	0,910	0,920	0,913	0,905	0,904	0,913
4x4cm ²	0,888	0,929	0,934	0,931	0,923	0,922	0,930
5x5cm ²	0,938	0,943	0,949	0,945	0,940	0,938	0,946
6x6cm ²	0,956	0,958	0,964	0,959	0,955	0,953	0,960
8x8cm ²	0,982	0,981	0,985	0,983	0,980	0,979	0,983
10x10cm ²	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Tablo - 2: Referans alanın (10x10cm²) okuma değerine normalize edilmiş değerler

Özellikle $1 \times 1 \text{cm}^2$ ve $2 \times 2 \text{cm}^2$ alan boyutlarında, okuma alınan alan boyutunun, iyon odası ya da detektörün etkin ölçüm hacminden (2 boyutta alanından) daha küçük olması, detektör üzerine gelen radyasyonun tümüyle okunamamasına sebep olmakta ve dolayısıyla eksik ve yanlış okuma alınmasına sebep olmaktadır.

Bu etki hacim etkisi (volume effect) olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu durum sebebiyle özellikle küçük alanlarda output alınırken kullanılan iyon odası ya da detektörün, ölçüm alınan alan boyutundan daha küçük olmasına dikkat edilmelidir.



Grafik - 2: Detektör output % değerlerinin ortalaması

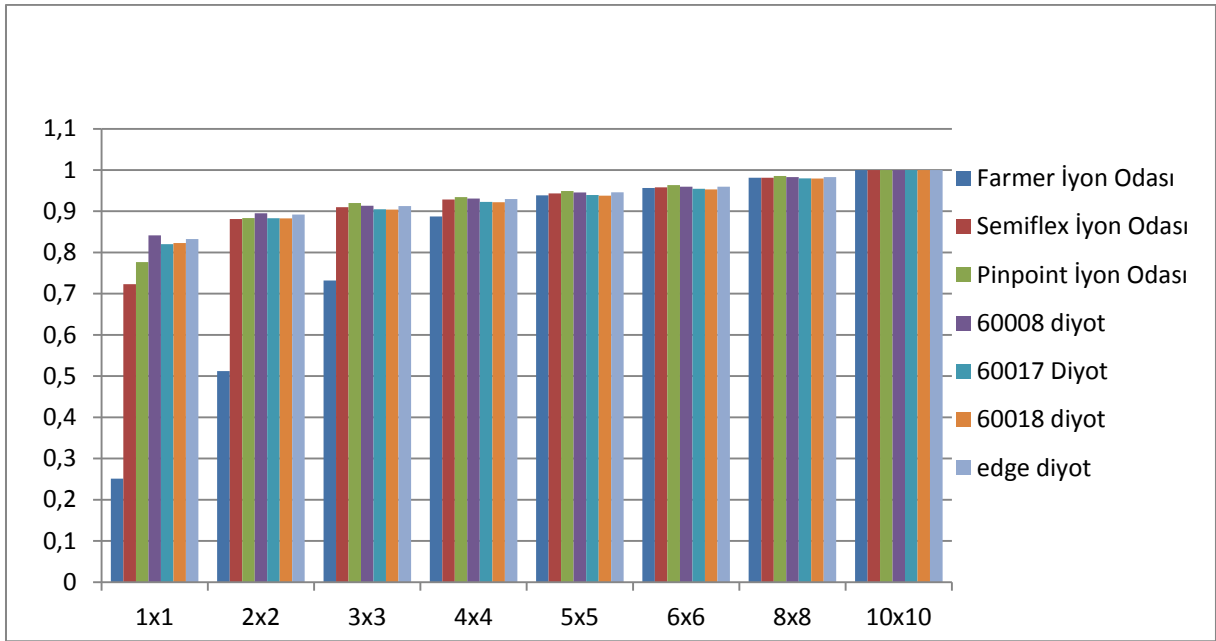
Farmer İyon Odası	Semiflex İyon Odası	Pinpoint İyon Odası	60008 Diyot	60017 Diyot	60018 Diyot	Edge Diyot
0,782	0,915	0,926	0,933	0,925	0,925	0,931

Tablo - 3: Farklı Detektörler için ortalama output % değerlerinin ortalaması

Grafik ve tabloya göre ortalama okuma miktarları % olarak karşılaştırıldığında, 60008 diyot detektör, ortalama okuma miktarı en yüksek olan detektördür. Ortalama okuma miktarı en az olan detektör ise etkin ölçüm hacmi en yüksek olan Farmer iyon odasıdır.

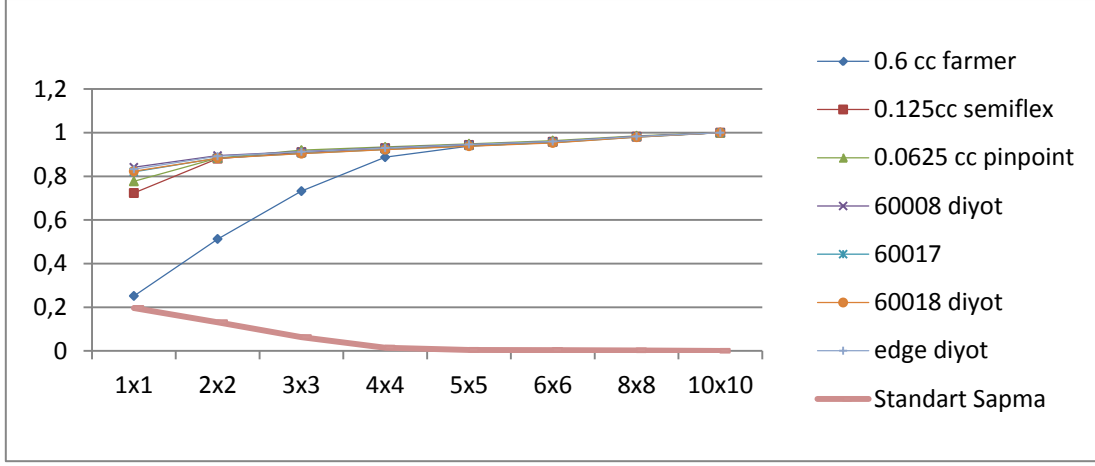
Bu farkın temel sebebi hacim etkisinden kaynaklanmaktadır. Hacim etkisinden en az etkilenen, dolayısıyla en hassas ölçümü alan 60008 diyot detektör, en çok etkilenen ve dolayısıyla en az hassas okumayı alan ise Farmer iyon odasıdır.

Ayrıca output ölçümü yapılırken kullanılan dozimetrik ekipman ne olursa olsun, alan boyutuyla doğru orantılı değerler vermektedir. Hacim etkisinin sonuçlarının gözlemlendiği durumlardan biri de budur. Alan boyutu, küçüldükçe, detektör ve iyon odalarının etkin ölçüm hacim ve alanlarının boyutlarına yaklaşmakta ve iyon toplama olasılığı azalmaktadır.



Grafik - 3: Farklı iyon odası ve diyot detektörlerin Output - Alan boyutu ilişkisi

Küçük alan boyutlarında Farmer tipi iyon odasının standart sapma değerinin diğer detektörlere göre çok yüksek çıkmasından dolayı profil ölçüm ve analizleri yapılmamıştır.

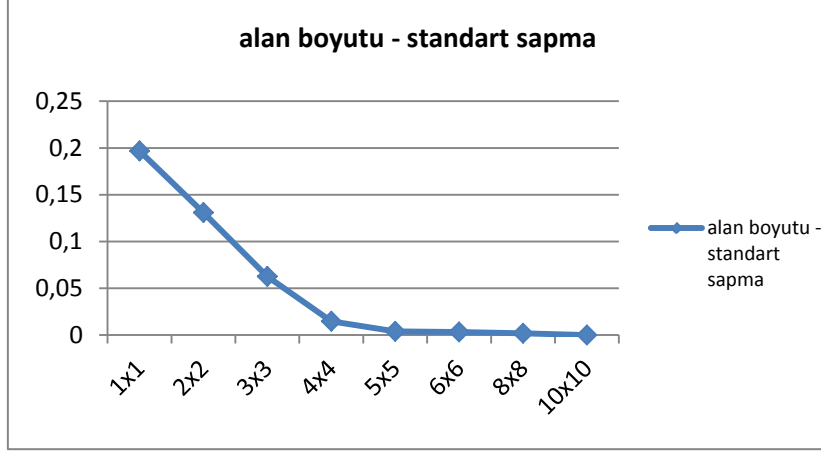


Grafik - 4: Farklı iyon odası ve diyot detektörlerin Output - Alan boyutu - Standart sapma değerleri

Alan boyutu küçüldükçe output değerlerindeki standart sapma değerlerinin arttığı gözlenmiş olup 10x10cm²'de sapma değeri sıfırlanmıştır. Alan boyutu ile standart sapma arasındaki ters orantının sebebi yine hacim etkisidir. Alanlar büyüdükçe detektörlerin etkin hacimleri üzerlerine gelen radyasyonu detekte edebilmekte ve dolayısıyla kayıp yaşanmamaktadır (3).

Alan boyutu	Output standart sapma
1x1	0,1967
2x2	0,1309
3x3	0,0627
4x4	0,0147
5x5	0,0039
6x6	0,00324
8x8	0,00191
10x10	0

Tablo - 4: Alan boyutu - Standart sapma değerleri



Grafik - 5: Alan boyutu - Standart sapma grafiği

Göz önünde bulundurulması gereken durumlardan biri de detektörlerin kaplamalı (shielded) olup olmamasıdır. Detektörlerin kaplamalı olması, kaplama malzemesinin geniş alanlarda düşük enerjili ikincil radyasyonu engelleyip iyonların iyon odalarında merkezi elektroda varmalarını veya diyot detektörlerde elektrik akımını sağlayacak iyon alışverişini ve dolayısıyla deteksiyonu engelleyerek eksik okuma alınmasına sebep olacaktır.

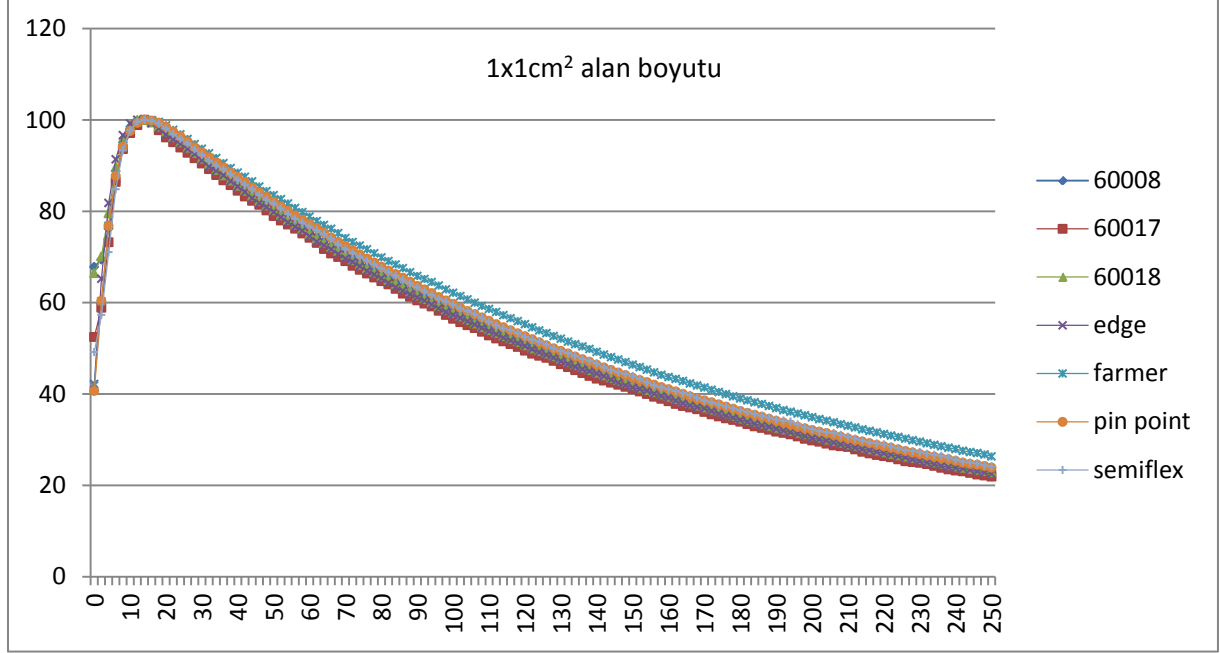
Geniş alanlı ölçümlerde kaplamalı olmayan iyon odaları ya da detektörler kullanmak, düşük enerjili ikincil radyasyonu detekte edebilmemize olanak sağlayacaktır.

Küçük alanların output ölçümünde kullanılan detektörlerinin hacimleri, okunan değere oldukça etki etmektedir. Etkin okuma hacmi ile etkinin büyüklüğünün doğru orantılı olduğu grafiklerde açıkça görülmektedir.

Diyot detektörler etkin ölçüm hacimlerinin küçük olmasından dolayı yük toplamada, iyon odalarına göre daha üstün sonuçlar vermişlerdir. Alan boyutu büyüdükçe okumalar arasındaki fark da azalmaktadır.

4.2. PDD Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular

PDD değerleri karşılaştırılırken, her alan boyutunda, ölçüm aldığımız 7 farklı iyon odasının %100'e normalize edilmiş grafikleri göz önüne alınmıştır.



Grafik - 6: Farklı iyon odası ve diyot detektörlerle 1x1cm² alan boyutunda ölçülen PDD değerleri

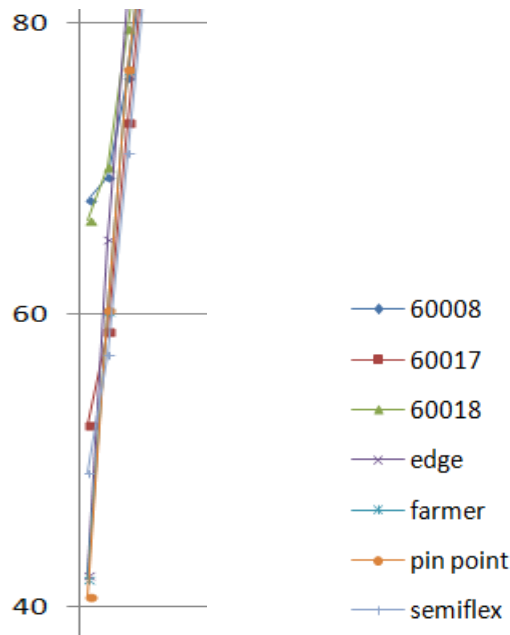
1x1cm² alan boyutunda alınan ölçümlerin grafikleri 3 bölgeye ayrılarak incelenebilir.

1. **Bölge**; yığılma bölgesi (yüzey ile dozun maksimum olduğu derinlik arasındaki bölge)
2. **Bölge**; dozun maksimum olduğu derinlik ile ölçüm alınan derinliğin yarı bölgesi ($D_{max} - 12.5cm$)
3. **Bölge**; 12.5cm ile maksimum derinlik arasındaki bölge

4.2.1. Birinci Bölgenin Değerlendirilmesi

Yığılma bölgesinde dikkat çeken en önemli durum, detektörlerin ölçtükleri farklı giriş dozlarıdır. Giriş dozları %40 ile %68 arasında değişiklik göstermektedir. Bu durum, giriş dozları ölçümünde detektörler arasında %28'lik bir fark olduğunu göstermektedir. Bu fark alan boyutunun $1 \times 1 \text{cm}^2$ olmasından kaynaklanmaktadır. Kaynak Yüzey Mesafesi (KYM; Source Skin Distance, SSD) 100cm 'de $1 \times 1 \text{cm}^2$ lik bir alan açabilmek için gantrideki kolimatör ve diyaframların daha küçük bir alan boyutunda açılmaları gerekmektedir.

Böyle bir durumda X-ışınlarının oluştuğu sanal kaynak, kolimatörler tarafından az da olsa kapatılmış olacak ve dolayısıyla detektöre ulaşan X-ışınları, oluşan X-ışınlarından daha az olacaktır. Buna ek olarak, yığılma bölgesindeki düzensizlik de düşünülürse, okuma farklılıkları detektörün etkin ölçüm hacmi ve hassasiyetine bağlı olarak değişiklik gösterecektir.



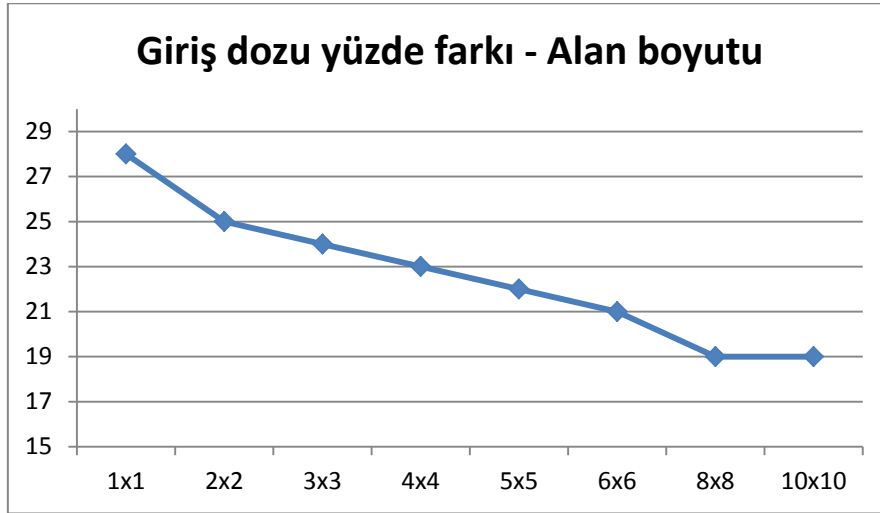
Resim - 6: $1 \times 1 \text{cm}^2$ alan boyutunda giriş dozları

Diyot detektörler giriş dozu ölçümünde iyon odası detektörlerine açık bir üstünlük sağlamaktadırlar. d_{max} (dozun maksimum olduğu derinlik) noktasında normalizasyondan dolayı detektörler arasında herhangi bir fark görmemekteyiz.

Ölçüm alınan alan boyutu büyüdükçe birinci bölge olan giriş dozları bölgesindeki fark hacim etkisine paralel olarak gittikçe azalmaktadır.

1x1cm²	%28
2x2 cm²	%25
3x3 cm²	%24
4x4 cm²	%23
5x5 cm²	%22
6x6 cm²	%21
8x8 cm²	%19
10x10 cm²	%19

Tablo - 5: Giriş dozu farkı (%) - Alan boyutu (cm²) Değerleri



Grafik - 7: Giriş dozu farkı (%) - Alan boyutu (cm²)

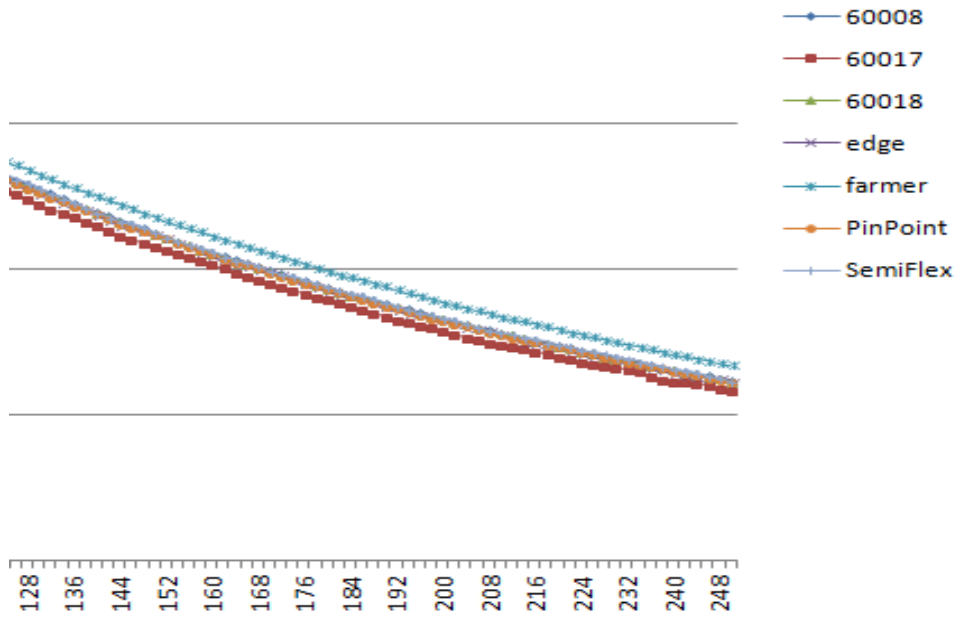
4.2.2. İkinci Bölgenin Değerlendirilmesi

İkinci bölge incelendiğinde derinlik arttıkça detektörler arasındaki okuma farkı da gittikçe artmaktadır. Derinliğin artmasıyla izdüşüm alanı genişleyecek ve dolayısıyla büyük etkin ölçüm hacmine sahip olan iyon odası detektörleri hacim etkisinden kurtularak okuma miktarları artacaktır. Ayrıca kaplamalı olmayan detektörler, derinlik arttıkça, miktarı artan düşük enerjili ikincil radyasyonu da ölçebilecektir (3).

İyon odası detektörlerinin hacim etkisinden kurtularak ölçümlerini daha doğru aldıkları, en derin ve dolayısıyla en geniş izdüşüm alanı olan üçüncü bölgede daha net görülebilmektedir.

4.2.3. Üçüncü Bölgenin Değerlendirilmesi

İkinci bölgedeki değişim miktarları dramatik olmasa da etkilerini 3 bölge olan derinliklerde daha net bir şekilde görmemiz mümkündür. Derinlik, hassasiyeti ikinci planda bırakarak tüm detektörlerin neredeyse aynı okumayı almalarına sebep olmaktadır.

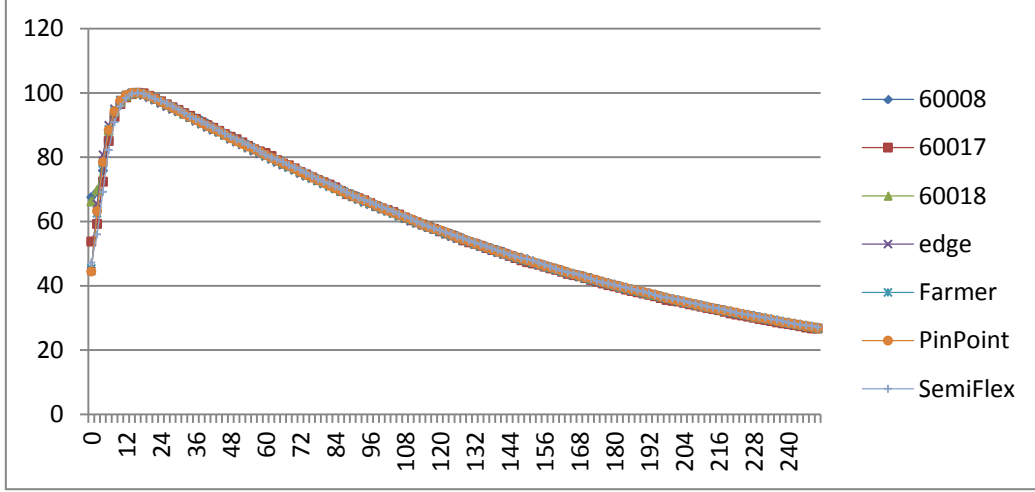


Resim - 7: 1x1cm² alan boyutunun 3. bölgedeki PDD'lerin yakın görüntüsü

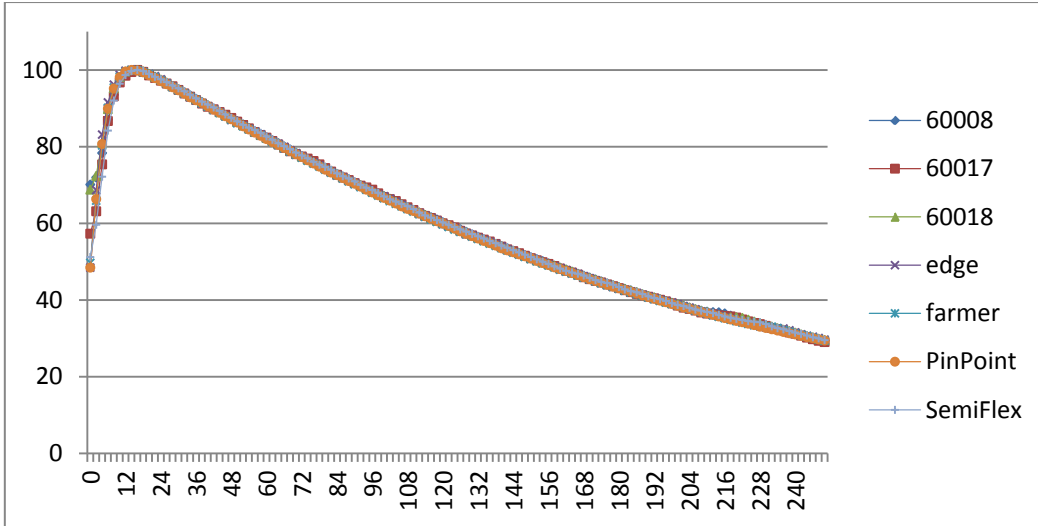
Hacim etkisinden kurtulmasının yanı sıra normalizasyonun maksimum değere yapılmasından dolayı Farmer Tipi iyon odasının derinlik arttıkça, PDD grafiği diğer detektörlerden daha yükseğe çıkmaktadır.

d_{max} noktasında iyon odalarının okudukları yük miktarları çok düşük olduğundan, tüm detektörlerin okumaları %100'e normalize edildiğinde düşük doz bölgesindeki okumalar diyot detektörlere göre daha yüksek çıkmaktadır (9).

Küçük alan tanımının sınırlarından çıkıldığında (alan boyutu $> 5 \times 5 \text{cm}^2$) yığılma bölgesi dışında ölçüm farkı görülememektedir.



Grafik - 8: 6x6cm² alan boyutunda PDD`ler



Grafik - 9: 10x10cm² alan boyutunda PDD`ler

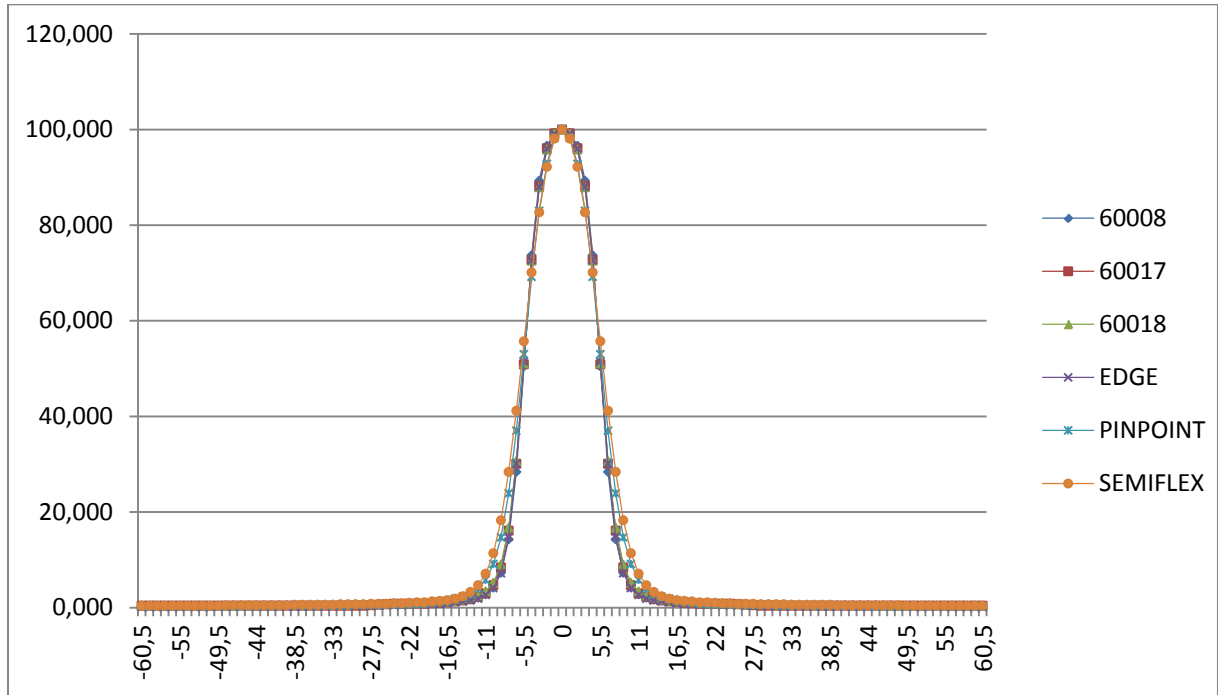
PDD ölçümünde, detektörler arasındaki en büyük fark giriş dozlarında gözlenmiştir. Normalizasyonun maksimum değere (%100) yapılmasından dolayı d_{max} noktasında fark görülmemesi normaldir.

Derinlik arttıkça farkın büyüdüğü ve bu büyümenin normalizasyondan kaynaklandığı farkedilmiştir. Ayrıca diyot detektörler, başta küçük alanlar olmak üzere tüm alanlarda iyon odası detektörlerine üstünlük sağlamıştır. Output ölçümüne benzer olarak, ölçüm alınan alan boyutu büyüdükçe detektörler arasındaki ölçüm farkı da azalmaktadır.

4.3. Profil Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular

Profil ölçümlerinin analizi, alan boyutlarına, derinliklere, iyon odalarına ve Gaussian doz dağılım denklemine göre yapılmıştır. Alan boyutlarındaki farklılık okumaları etkilediğinden profillerin de farklı olmasına sebep olmaktadır. Derinlik değişimi ise izdüşüm alanının değişimine ve dolayısıyla düşük enerjili ikincil radyasyonun etkisini de görmemize neden olmuştur. İyon odalarının profil ölçüm farklılıklarının sebepleri ise önceki bölümlerde açıklandığı üzere iyon odalarının farklı özelliklerinden kaynaklanmaktadır (7, 8, 9).

Gaussian dağılım denklemi ise bu çalışmada referans dağılımı gösteren matematiksel fonksiyondur. MEPHYSTO yazılımında okuma alınan değerler mutlak olduğundan, bu mutlak değerlerin tümünü göreceli (% , yüzde) değerlere dönüştürmek çalışma açısından daha objektif bir karşılaştırma ortamı hazırlayacaktır.

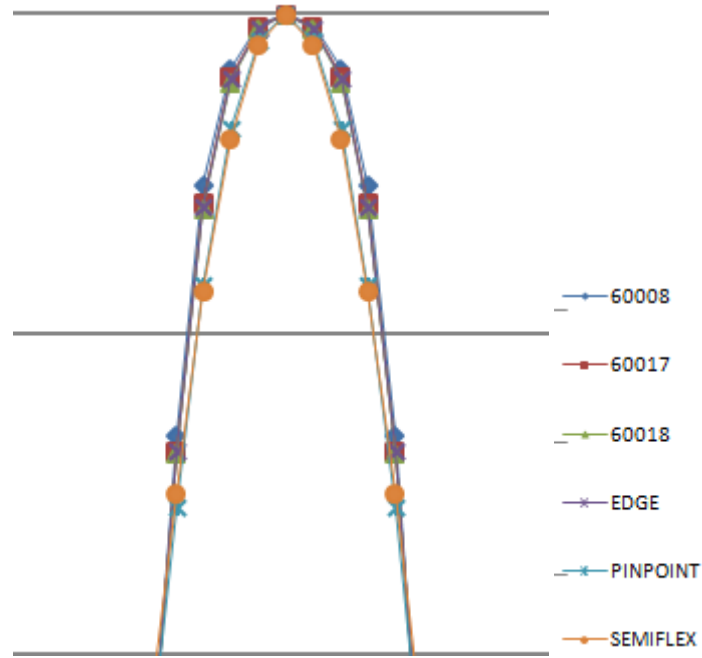


Grafik - 10: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle 1x1cm² alan boyutunda %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçümleri

Noktasal ölçüm değerleri, her iyon odası için MEPHYSTO yazılımından alınarak ortak bir noktada kesiştirme amacıyla %100'e normalize edilerek değerlendirilmiştir. Fakat

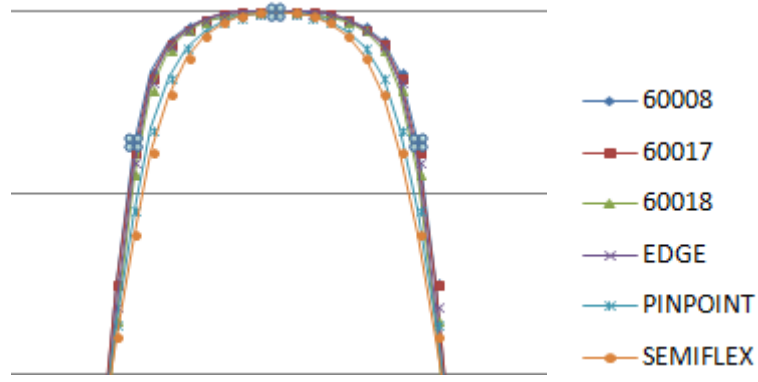
Gaussian dağılım fonksiyonuyla karşılaştırma yapıldığında normalizasyon değeri, geometrik alan boyutu olan %50`lik doz dağılımının oluşturduğu alan değerine normalize edilmiştir (9).

%100`e normalize edilerek elde edilen grafiklerde, d_{max} bölgelerinin değişiklik gösterdiği bunun yanı sıra penumbra bölgesinde de fark olduğu görülmektedir. Ölçüm alınan alan boyutu arttıkça grafiklerdeki farkın azaldığı gözlenebilmektedir.

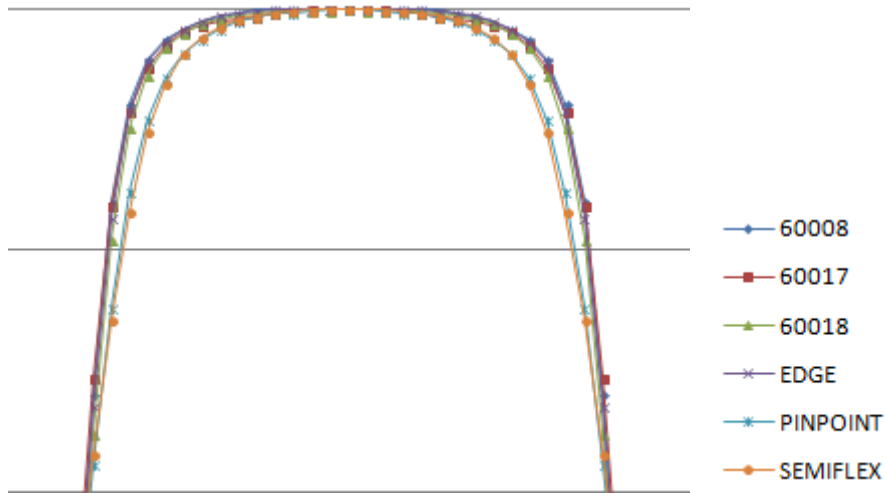


Resim - 8: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alan boyutunda %100`e normalize edilmiş inplane profil ölçümleri D_{max} bölgesi

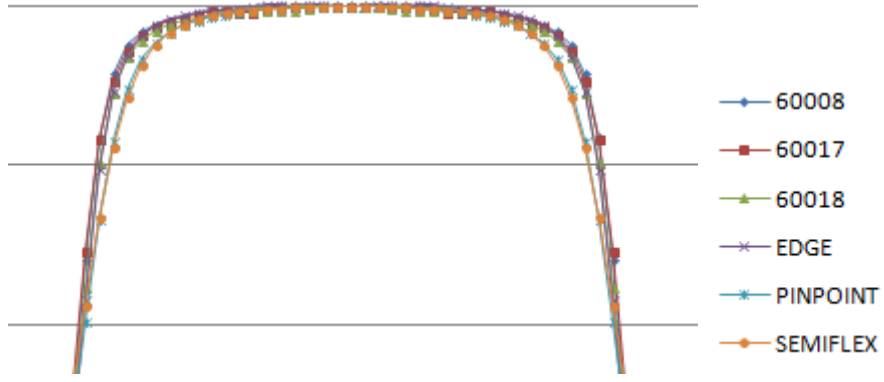
Grafiğe daha yakından baktığımızda d_{max} alan boyutunun pinpoint ve semiflex iyon odası detektörlerinde daha küçük olduğu açıkça görülmektedir. Bu durum, her iki iyon odası detektörünün de etkin ölçüm hacim ve alanlarının, ölçüm alınan alan boyutuna göre daha geniş olmasından ve alan kenarlarındaki doz düşüşünü diyot detektörlere göre, net bir biçimde okuyamamalarından kaynaklanmaktadır (9). Ölçüm alınan, küçük alan tanımı sınırları içerisinde, alan boyutundaki değişimin, detektörlerin okumalarındaki farka etki etmediğini gözlemlemekteyiz.



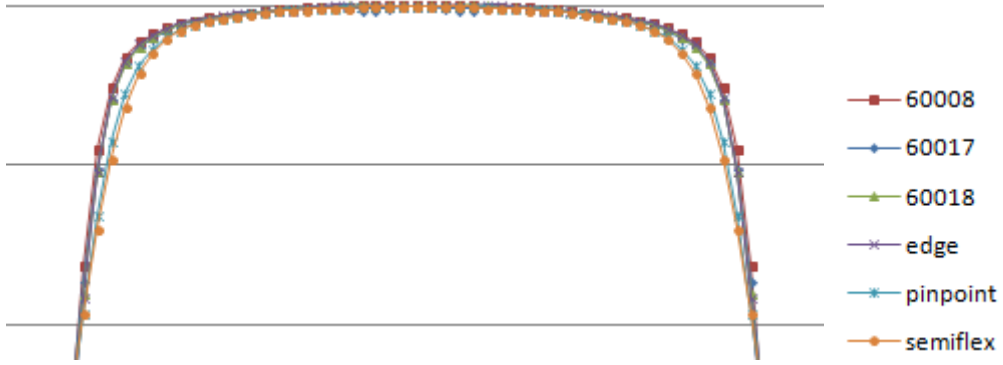
Resim - 9: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $2 \times 2 \text{ cm}^2$ alan boyutunda %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçüm grafiği D_{max} bölgesi



Resim - 10: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alan boyutunda %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçüm grafiği D_{max} bölgesi



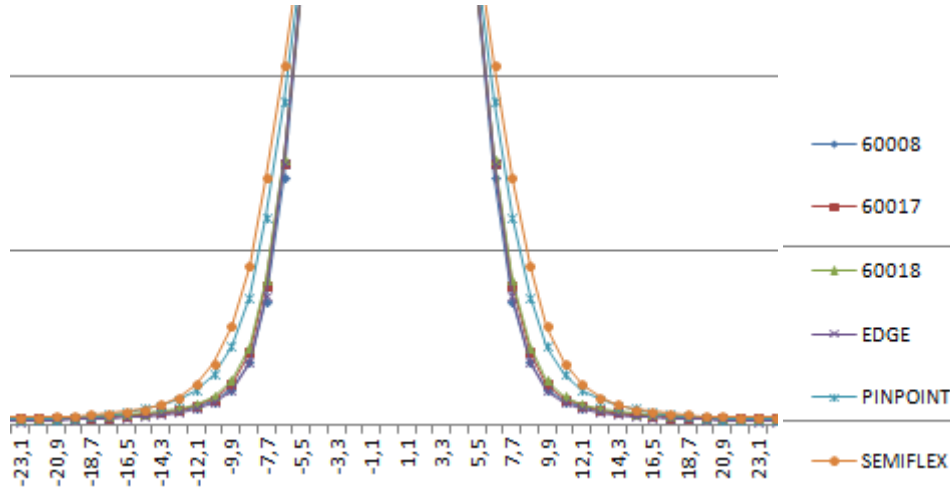
Resim - 11: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $4 \times 4 \text{cm}^2$ alan boyutunda %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçüm grafiği D_{\max} bölgesi



Resim - 12: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $5 \times 5 \text{cm}^2$ alan boyutu %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçüm grafiği D_{\max} bölgesi

Diyot detektörlerin ölçüm yüzde değerlerinin birbirine yakınlıkları ve alan kenarları da dahil olmak üzere geometrik alan sınırlarındaki okuma hassasiyetleri dikkat çekmektedir.

Ölçümlerin %100'e normalize edilmesi beraberinde bazı soru işaretleri getirmektedir. Bunlardan en önemlisi penumbra bölgesindeki okumaların grafiklerindeki farklılıktır (9).

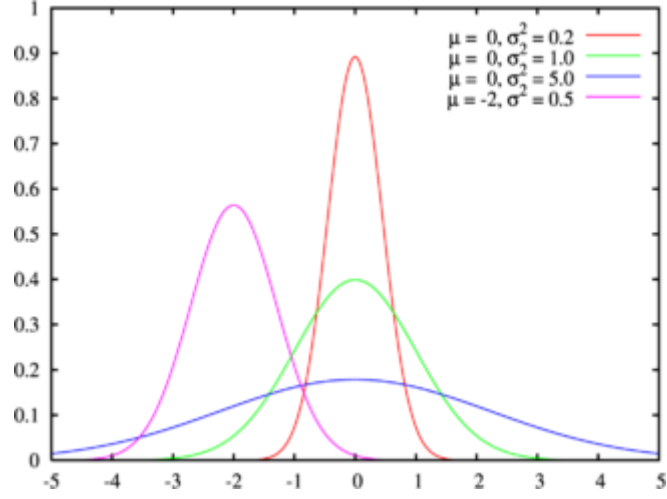


Resim - 13: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alan boyutunda %100'e normalize edilmiş inplane profil ölçümleri penumbra bölgesi

Küçük alanlarda geometrik alan boyutundaki okumanın doğruluğu kadar penumbra bölgesindeki okumaların da önemi oldukça büyüktür çünkü tedavi planlama sistemlerinin kullandığı datalardan biri de düşük doz bölgesinin dağılımıdır.

Ölçümlerin doğruluğunun değerlendirilmesi açısından teorik bir dağılım grafiği örneği veren Gauss Dağılım Fonksiyonu'ndan yararlanmak, analiz açısından net bir sonuç verebilmektedir. Bu dağılım fonksiyonunu kullanabilmek için profil ölçüm değerlerini %50'lik doz değerine (maksimum yüksekliğin yarısındaki toplam genişlik; Full Width Half Maximum, FWHM) normalize etmemiz gerekmektedir (9). Analizin sonucunda ölçüm alınan detektörlerin, gerçeğe yakınlığı ve dolayısıyla normal dağılım gösterip göstermediği anlaşılacaktır.

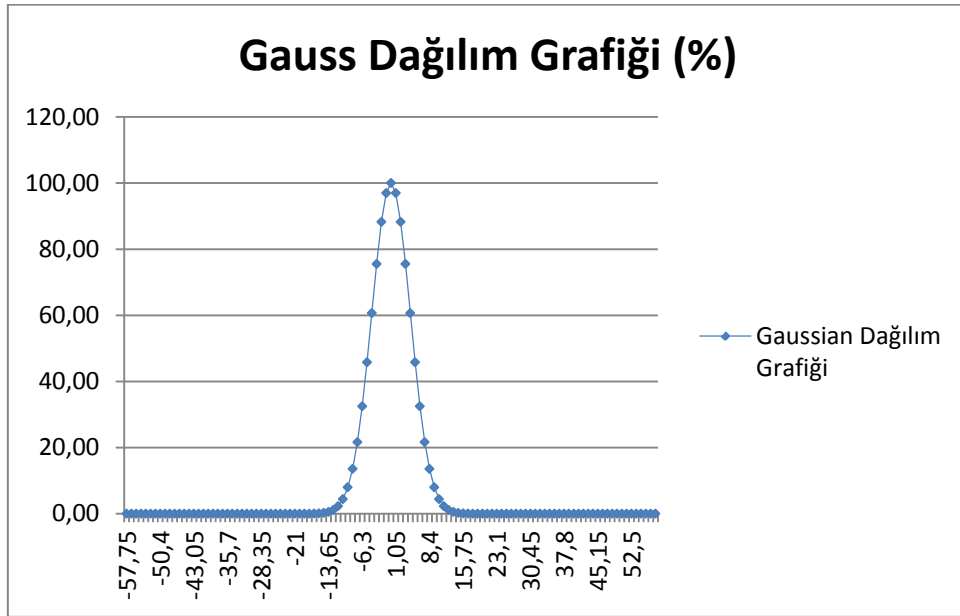
Gauss dağılımı veya Gauss tipi dağılım olarak isimlendirilen, birçok alanda pratik uygulaması olan, çok önemli bir sürekli olasılık dağılım fonksiyonudur. Bu dağılım ailesinin her bir üyesi sadece iki parametreyle tam olarak tanımlanabilir: Bunlar konum gösteren ortalama (μ , aritmetik ortalama) ve ölçek gösteren varyans (σ^2 , yayılım)'dır. x değerleri ise ölçüm alınan noktalardır (10).



Resim - 14: Gauss dağılım grafiği örnekleri

Carl Friedrich Gauss bu dağılımlar grubu ile astronomik verileri analiz etmekte iken ilgilenmiş ve bu dağılım için olasılık yoğunluk fonksiyonunu ilk defa tanımlamıştır (10).

$$P(x; \mu, \sigma) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (4.1)$$

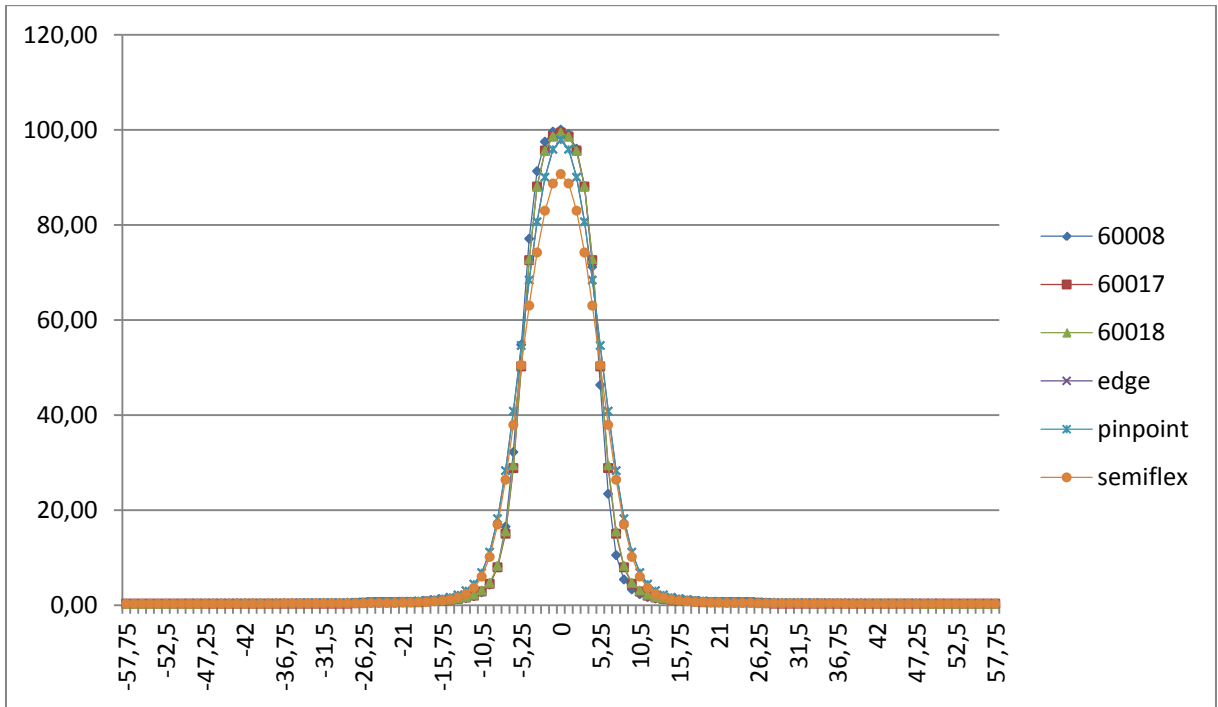


Grafik - 11: 1x1cm² alanda Gauss dağılımı

Gauss dağılım grafiğinin bir ve tek maksimum noktasının olduğu gözönünde bulundurulursa, çalışmamıza sadece $1 \times 1 \text{cm}^2$ alan boyutunda bir Gaussian dağılım grafiği görebilmemiz mümkün olacaktır. Bunun sebebi $2 \times 2 \text{cm}^2$, $3 \times 3 \text{cm}^2$, $4 \times 4 \text{cm}^2$ ve $5 \times 5 \text{cm}^2$ alan boyutlarının profil grafiklerinde, dozun maksimum olduğu alan boyutunun oldukça geniş olmasıdır.

Gauss dağılımı bir varsayım olduğundan, $1 \times 1 \text{cm}^2$ alan boyutu haricindeki diğer alanlarda, düşük doz bölgesinden başlayarak, dozun maksimum olduğu ilk noktaya kadar Gaussian dağılım eğrisinin karakteristiğini inceleme fırsatımız olacaktır.

%50'lik doz değerine normalize edilmiş okuma değerlerinin grafikleri, bize maksimum doz ve penumbra bölgesindeki grafik değerlerini daha doğru vermektedir (9).



Grafik - 12: Farklı iyon odaları ve diyot detektörlerle $1 \times 1 \text{cm}^2$ alan boyutunda %50'ye normalize edilmiş inplane profiller

Göze çarpan ilk farklılık maksimum doz bölgesindeki dramatik değişikliktir. Detektörler arası okuma farkı, maksimum noktada %10'a kadar yükselmektedir. Bu fark

özellikle SRS, SRT ve SBRT gibi yüksek doz düşük fraksiyon sayısı uygulanan tedavilerde çok büyük hatalara sebep olabilecek kadar yüksektir.

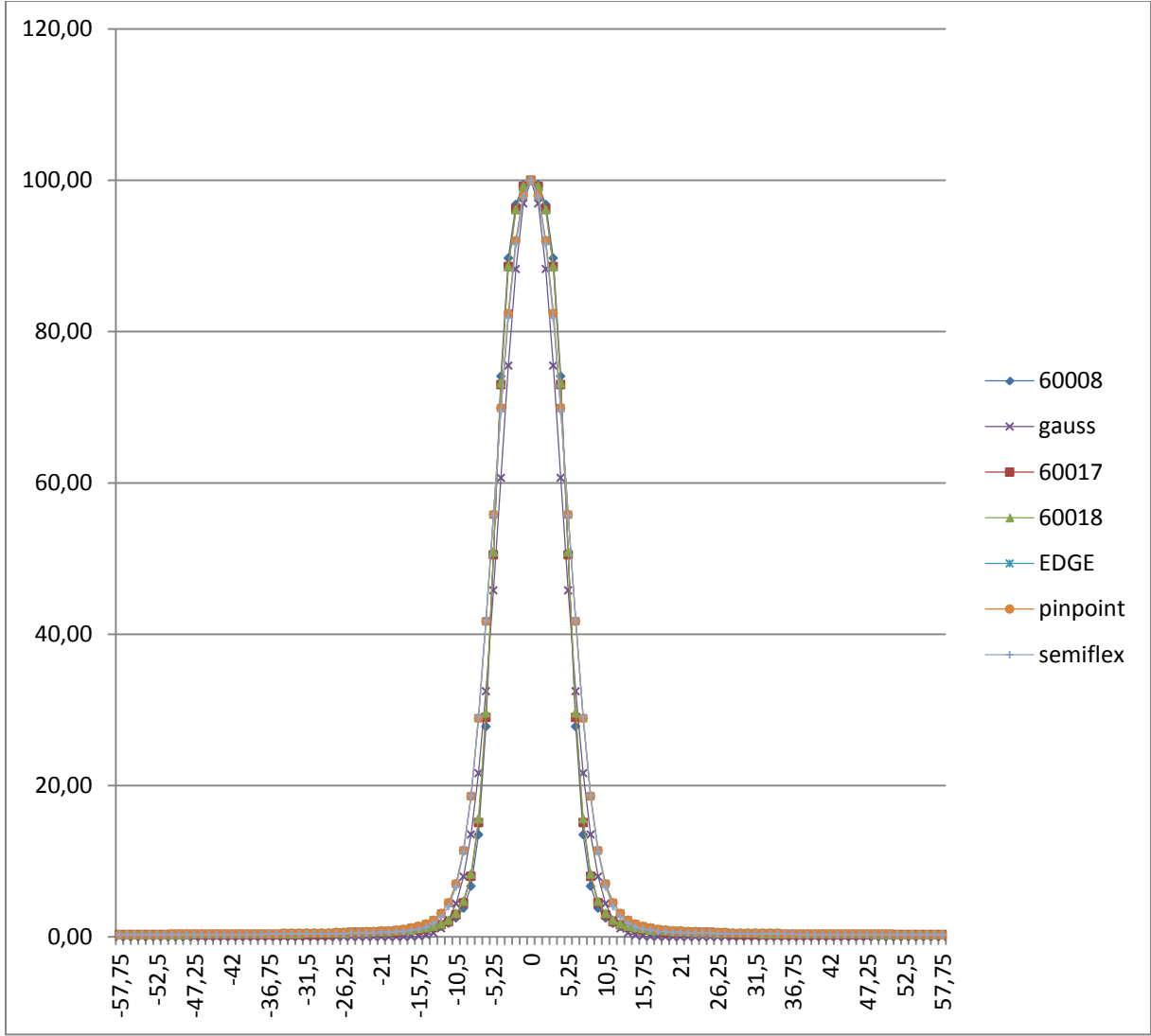
Maksimum doz bölgesindeki farklılığın sebebi ise daha önce tartıştığımız etki olan, hacim etkisidir. Grafiğe dikkatle bakıldığında dozu eksik okuyan detektörler semiflex ve pinpoint iyon odası detektörleri olduğu anlaşılacaktır. Dozu farklı okuma oranları, iyon odası detektörlerinin hacimleriyle doğru orantılıdır.

iyon odası	etkin ölçüm hacmi	okuma hata oranı
pinpoint	0,015cm ³	4%
semiflex	0,125cm ³	10%

Tablo - 6: İki iyon odasının etkin ölçüm hacmi - okumadaki yüzde hata oranı

Grafikte dikkat edilmesi gereken farklılıklardan bir diğeri de, semiflex ve pinpoint iyon odası detektörlerinin penumbra bölgelerindeki 0.5cm`lik daralmalarıdır. Bu daralmanın sebebi de maksimum doz noktasının, semiflex iyon odası için, %10; pinpoint iyon odası için ise %4 azalmasıdır.

Elimizdeki verilere bakılırsa soru işaretlerinin giderilmesi için bir karşılaştırmaya daha ihtiyaç duymaktayız. Gauss Dağılımı denklemi işte tam burada devreye girmekte ve bize doğru normal dağılımın nasıl elde edileceğine dair yol göstermektedir. Ölçüm değerlerimizi Gauss Dağılım Grafiği ile karşılaştırabilmek için her detektörle aldığımız ölçümleri yüzde (%) olarak değerlendirmemiz gerekmektedir.



Grafik - 13: 1x1cm² alanda profil grafikleri ile Gauss Dağılımı

Gauss Dağılım Denklemi'nin grafiği oluşturulurken standart sapma (σ) değeri, 4.2 olarak bulunmuştur. μ değeri ise 0 (sıfır)'dır. Gauss Dağılım Grafiğinin maksimum noktası (% 100), x değerinin 0 olduğu noktadır.

Değişken	Sayısal Değer		
Uzaklık (mm)	-57,75	0	57,75
Ölçüm	0	0,09501	0
% ölçüm	0	100	0

Tablo - 7: 1x1cm² alan boyutunda Gauss dağılım grafiğini oluşturan değerler

$$\sigma = 4.2 \rightarrow$$

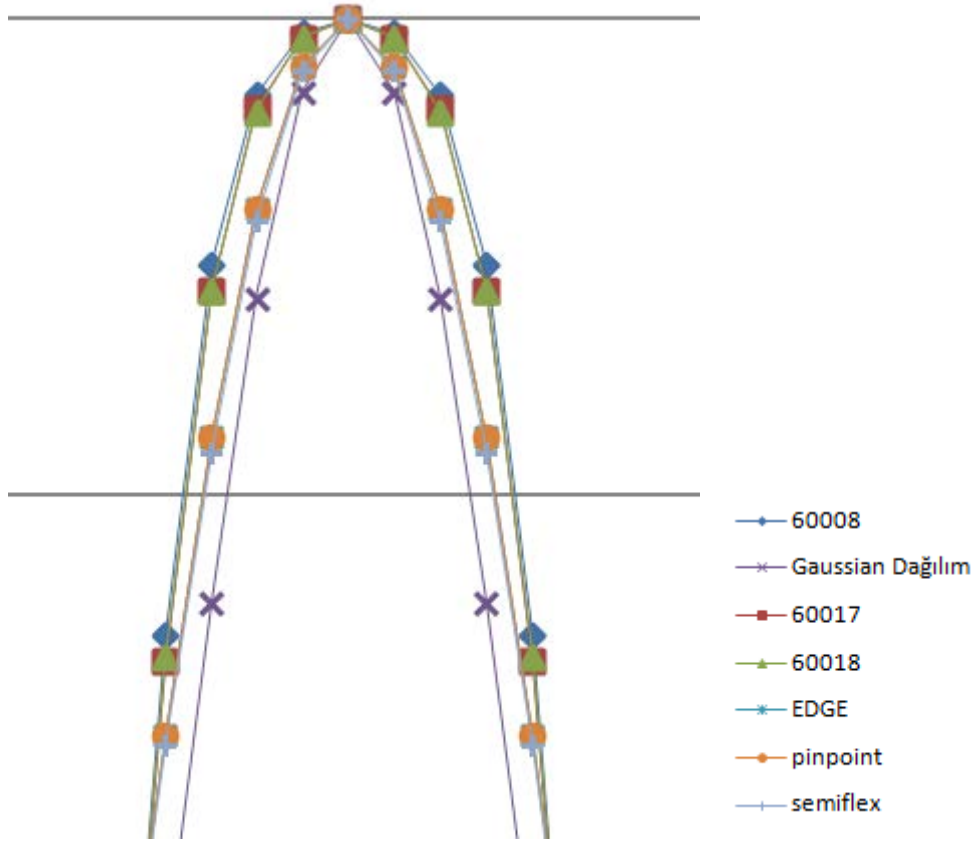
$$\mu = 0 \rightarrow P(0; 0, 4.2) = \frac{1}{4.2\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(0-0)^2}{4.2^2}} ; e^{-\frac{(0-0)^2}{4.2^2}} = 1 \quad (4.2)$$

$$x = 0 \rightarrow$$

$$P(0; 0, 4.2) = \frac{1}{4.2\sqrt{2\pi}} * 1 = 0,094986 = \%100 \quad (4.3)$$

1x1cm² alan boyutunda Gauss dağılım grafik değerine en yakın dağılım, maksimum doz değerlerinde, tüm detektörler birbirine yakın sonuç verse de pinpoint ve semiflex iyon odası detektörlerinde görülmektedir.

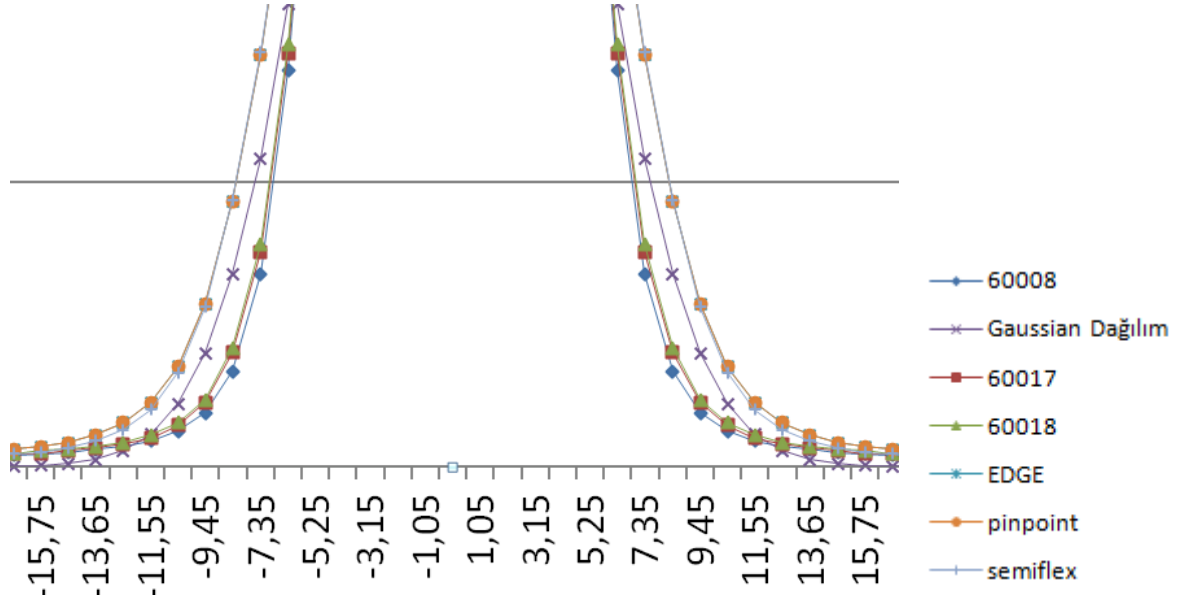
Diyot detektörlerin aldıkları okumalar, maksimum dozun daha geniş alana yayıldığını göstermekte ve Gauss dağılımından uzaklaşmıştır.



Resim - 15: 1x1cm² alanda D_{max} bölgesi profil grafikleri ile Gauss Dağılımı

Maksimum doz değerinin tedavi planlama sistemi kurulum dataları için yeterli olmadığı önceki bölümlerde açıklanmıştır. Bu durumda penumbra bölgelerini de aynı hassasiyetle incelemek gerekmektedir.

Penumbra bölgeleri incelendiğinde, maksimum doz bölgesinde başarılı sayılacak ölçüm alan iyon odası detektörlerinin, Gauss dağılımına yakın değerler vermediğini ve Gauss dağılım grafiğinden uzaklaştığını görmekteyiz. Diyot detektörlerin aldıkları ölçümlerin grafiğinde ise penumbra bölgesinde daha dar ölçüm almış oldukları görülmektedir.



Resim - 16: 1x1cm² alanda penumbra bölgesi profil grafikleri ile Gauss Dağılımı

Bu durumda, maksimum doz bölgesi ile penumbra bölgesi bir arada incelendiğinde, iyon odası detektörleri her iki bölgede de Gauss dağılımından daha geniş ölçüm grafiği çizmişlerdir.

Diyot detektörler maksimum doz bölgesinde geniş, penumbra bölgesinde ise dar bir ölçüm profili olarak ortalama değer göz önüne alındığında, Gauss (normal) dağılım grafiğine daha yakın ölçüm profili ortaya çıkarmışlardır.

Yarı-iletken diyot detektörler, Gauss dağılımına en yakın grafiği ortaya koymuştur. %20'lik doz dağılım noktası, Pinpoint iyon odası detektöründe merkezden 7.35mm uzakta ölçülmüşken, 60008 diyot detektör ile 6.30mm uzaklıkta ölçülmüş olup detektörler arasındaki fark, 1.05mm'dir. Bu değerler maksimum fark bölgesinde %14.28, genel farka göre de %5'lik bir büyüklüğe karşılık gelmektedir. Sonuç olarak yarı-iletken diyot detektör Gauss dağılım grafiğine %5 daha yakın bir grafik çizmiştir.

1x1cm²'den daha büyük olan alanlarda Gauss dağılım grafiğini kısmen çizebilmek için, genel denkleme bazı eklemeler yapılması gerekmektedir. 3x3cm² alan boyutunda, profil ölçümünün sol tarafı için yaklaşım değerleri ile çizilen grafikte;

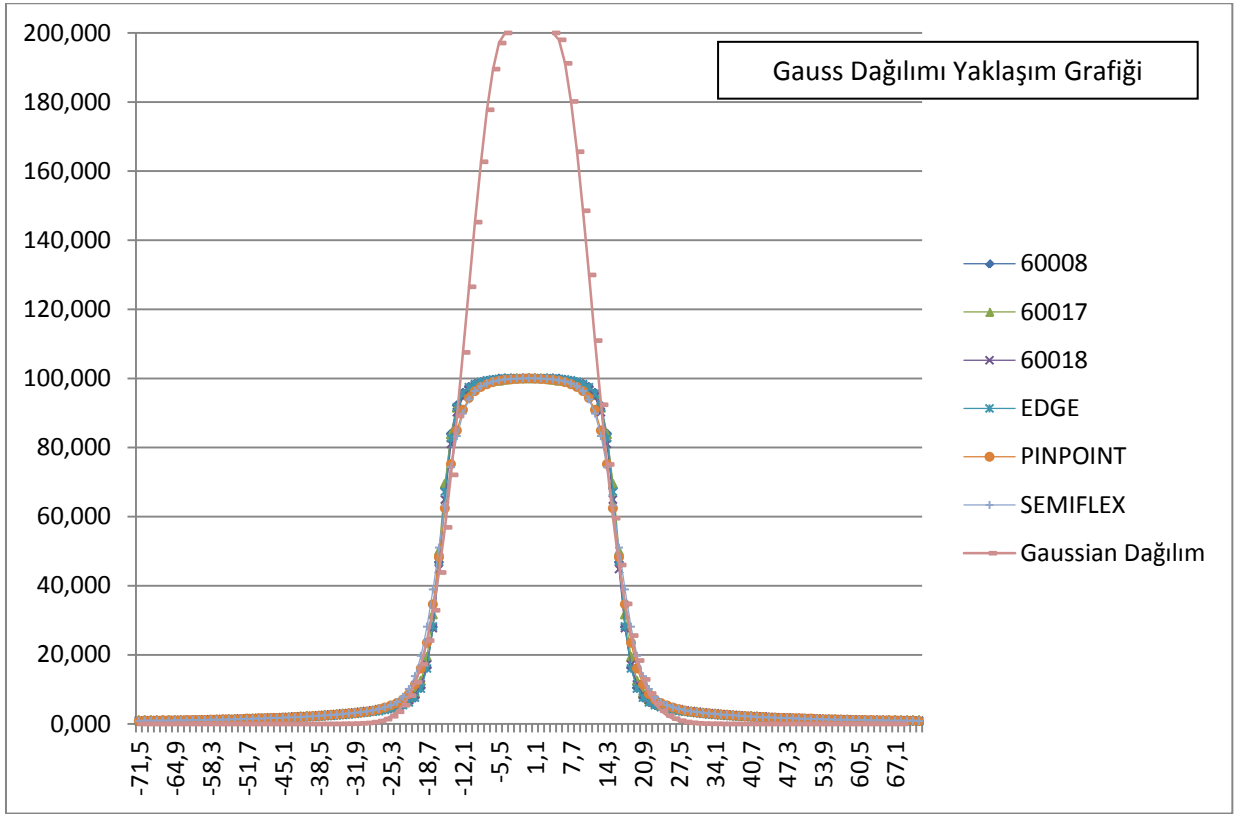
Değişken	Sayısal Değer		
Uzaklık (mm)	-71,5	-4,4	71,5
Ölçüm	0	0,057	0
% ölçüm	0	100	0

Tablo - 8: 3x3cm² alan boyutunda Gauss dağılım grafiğini oluşturan değerler

$$x = (-71.51)-(71.51) \rightarrow$$

$$\mu=(-4.3) \rightarrow P(-71.5 \rightarrow 71.51; 7, -4.3) = \frac{1}{7\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1((-71.1 \rightarrow 71.51)-(-4.3))^2}{2 \cdot 7^2}} \quad (3.4)$$

$$\sigma = 7 \rightarrow$$



Grafik - 14: 3x3cm² alan boyutunda profil grafikleri ile Gauss dağılım grafiği

1x1cm²'den daha büyük alanlarda, detektörlerin maksimum değerleri, Gauss dağılım grafiğinin FWHM'dan geçecek şekilde grafik oluşturmaktadırlar.

Profil ölçümlerinde gözlenen en büyük farklar d_{max} ve penumbra bölgesindedir. Küçük alanlarda geniş hacimli olan iyon odası detektörleri d_{max} noktalarında hacim etkisinden kaynaklı yanlış okuma almışlardır. Normalizasyon değerleri %100'e sabitlenip d_{max} bölgesi düzeltildiğinde ise penumbra bölgesinde ölçüm farklılığı görülmüştür.

Bu iki durumdan hangisinin doğru olduğuna karar vermek için ise matematiksel bir yaklaşım yöntemin sonucu olan Gauss (normal) dağılım grafiği referans olarak kullanılmıştır. Gauss dağılımının tek maksimum noktası olmasından dolayı ise $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'den büyük alanlarda, alan dışından başlayarak ilk maksimum ölçüm noktasına kadar olan bölgeyi modelleyebilmek mümkün olmakla beraber detektör ölçümlerinden elde edilen grafikler Gauss dağılım grafiğinin FWHM noktasından geçmektedirler.

Gauss dağılımı referans alındığında, en doğru (normal) ölçümü diyot detektörler vermiştir.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

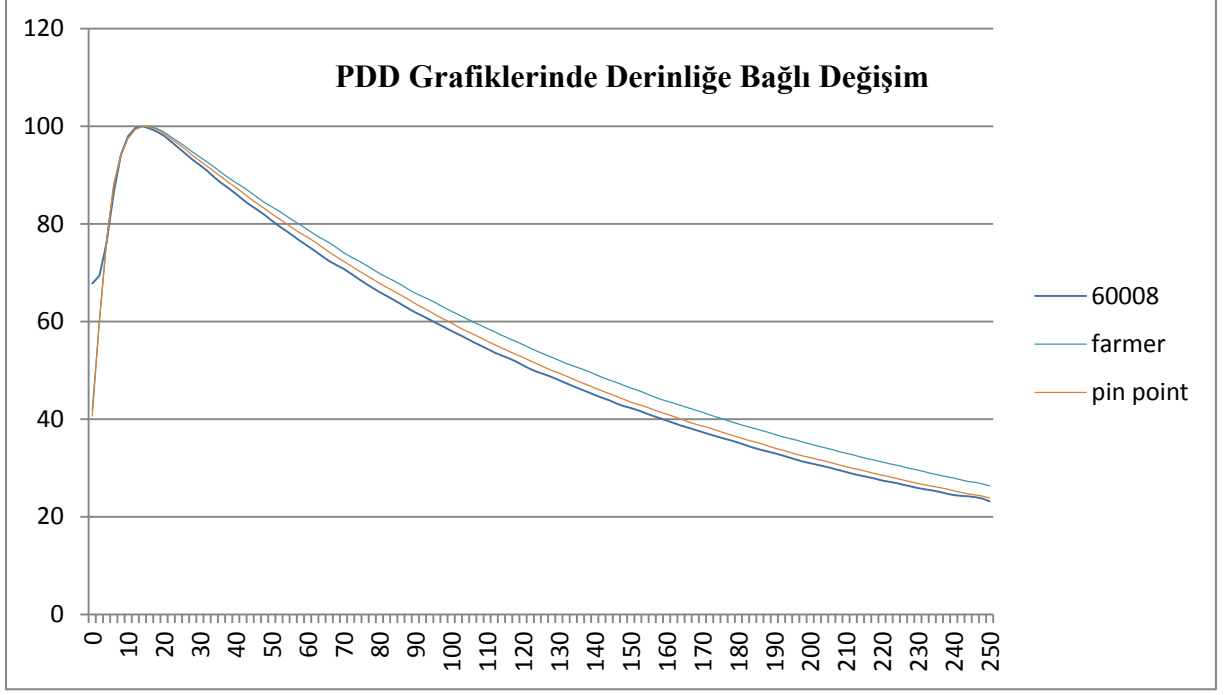
Output, radyoterapi üreten cihazların kalibrasyonunda kullanılan en önemli parametrelerden biridir. Cihaza göre değişiklik göstermesinden dolayı belirli periyotlarda kontrolünün sağlanması gerekmektedir. Output değerinin yanlış ölçülmesi, dozun yanlış hesaplanmasına ve buna bağlı olarak tedavinin yanlış olmasına sebep olacaktır. Özellikle küçük alan etkisinin en yüksek olduğu SRS, SRT ve SBRT gibi yüksek fraksiyon dozu ve düşük fraksiyon sayısı kullanılan yöntemlerde output ölçümündeki hatalar, ciddi doz hatalarına neden olabilir.

Çalışmamızda almış olduğumuz output değerleri, diyot detektörlerin iyon odası detektörlerine göre daha ayrıntılı ve doğru sonuç verdiğini açıkça göstermiştir.

PDD ise dozun derinlikle değişimini gösteren parametredir. Değişken derinlikli bir yapı olan radyoterapi tedavilerinde output ile birlikte monitör birimi ve doz hesabında kullanılması, PDD'nin önemini göstermektedir. Ölçüm alınan alan küçüldükçe toplanabilecek yük miktarının azalması yüzeye yakın bölgelerde ölçümün eksik alınmasına sebep olmasının yanı sıra derinlik arttıkça da enerjinin azalmasından dolayı yük okuma belirsizliği artar.

Yüzeye yakın derinliklerde etkin ölçüm hacmi yüksek olan detektörler hacim etkisinden dolayı ölçümleri yanlış alıp yük miktarını gerçek değerinden daha az olarak gösterecektir. Bu nedenle PDD ölçümü alınırken özellikle küçük alanlarda hacimden etkilenmeyecek kadar küçük etkin ölçüm hacmine sahip detektörler kullanılmalıdır. Hacimden etkilenen detektörler, yüzeye yaklaştıkça ölçümleri yanlış aldıklarından dolayı maksimum değer olan %100'e normalize edildiklerinde, daha derin bölgelerdeki eksik okumaları da artacak ve derinlik arttıkça gerçek değerinden daha fazla değişim gösterecektir (9).

Bu çalışmada, hacim etkisi en az gözlenen detektörler, etkin ölçüm hacimleri yeterince düşük olan diyot detektörlerdir. Bu yüzden %100'e normalize edilen grafiklerde, d_{max} bölgesindeki doğru yük okumaya bağlı daha derinlerdeki belirsizlik diyot detektörlerle alınan ölçümlerde en düşüktür. En büyük değişiklik ise hacimden en fazla etkilenen ve en büyük hacimli detektör olan Farmer iyon odasıdır.



Grafik - 15: Üç farklı detektörle alınan PDD grafiklerinde derinlik arttıkça oluşan fark

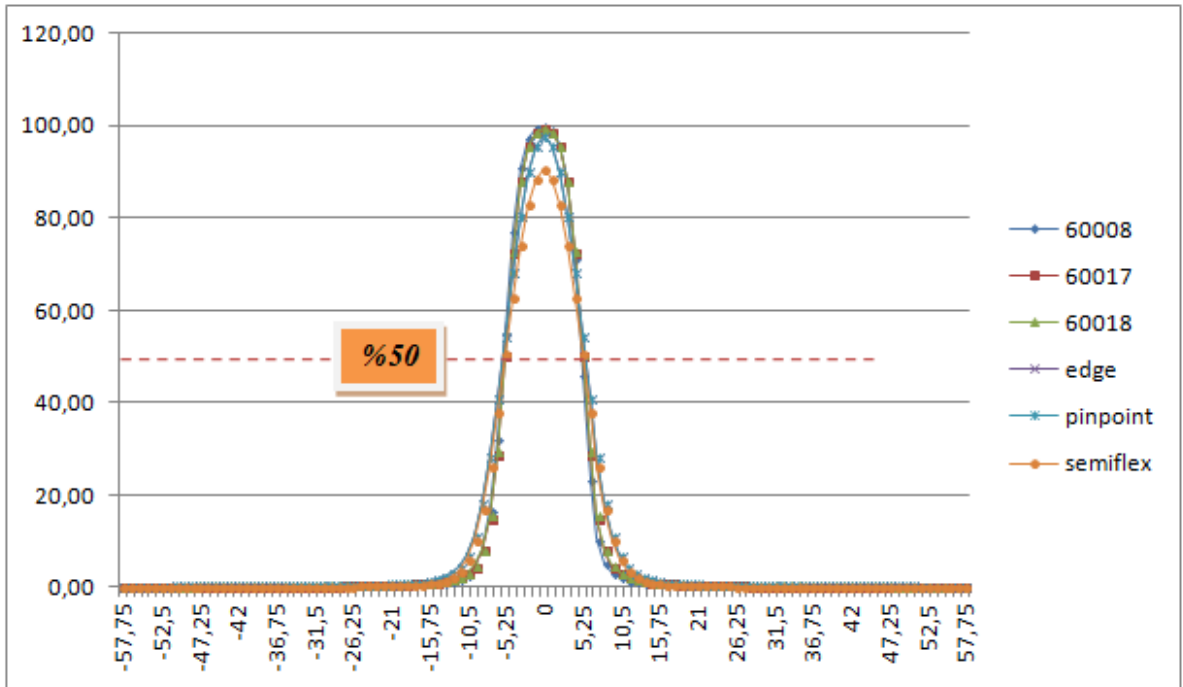
Derinlik arttıkça düşük doz bölgesi genişlediğinden, ikincil radyasyonun deteksiyonu daha önemli hale gelmekte ve detektörlerin hassasiyeti öne çıkmaktadır. Zırhlı diyot detektörler, düşük enerjili elektronları blokladığından ve okumaya olan katkıları engellediğinden kaplamasız diyot detektör tercih edilmelidir (3). Ölçümlerden elde edilen grafikler literatüre uygun sonuçlar vermiştir.

20cm derinlikte Farmer iyon odası ile 60008 kaplamasız diyot detektör arasındaki okuma farkı %5.3'tür. Küçük alanların ölçümünde tavsiye edilen Pinpoint iyon odası (3) ile 60008 kaplamasız diyot detektör arasındaki okuma farkı ise %1.2'dir. Bu sonuç, literatür ile paralel sonuçlar göstermekte ve diyot detektör kullanımının uygun olduğunu göstermektedir.

Profil değerleri, PDD ve output gibi doz hesabı kriterlerinden değil, radyoterapide kullanılacak X-ışını üreten cihazların tedavide kullanılabilmesi için gerekli kabul kriterlerinden biridir. Dolayısıyla X-ışını demeti, output ve PDD özellikleri bakımından ne kadar uygun olursa olsun, profil değerleri limitler dışında ise cihaz tedavi amaçlı kullanılamaz (12). Profil değerleri de ölçümler sonucu elde edilmektedir ve ölçümün doğruluğu tedavi planlama sisteminde kullanılması nedeni ile büyük öneme sahiptir. Merkez eksen, penumbra

ve umbra bölgelerinden oluşan profil ölçümleri, merkezi eksen yüksek doz bölgesinin, penumbra ve umbra ise düşük doz bölgesinin davranışını göstermektedir.

Küçük alanlarda merkezi eksen boyunca ve alan sınırlarında alınan ölçümler maksimum doz bölgesini modeller. Bu nedenle her detektörün ölçüm grafiği %100'e normalize edilerek maksimum doz bölgesindeki farklılık gözlemlenmiştir. Farklar incelendiğinde Pinpoint ve Semiflex iyon odaları referans grafik olan Gauss dağılım grafiğine en yakın değeri vermiş olmasına rağmen düşük doz bölgesinde Gauss dağılım grafiğinden oldukça uzak bir davranış göstermiştir. Bundan dolayı doğru değerlendirme için normalizasyon değeri alan kenarlarını (FWHM, %50'lik izodoz sınırı) da içerecek şekilde yapılmalıdır (9).



Resim - 17: FWHM'dan geçecek şekilde normalize edilmiş $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alan profili

Modellemenin (ölçümün) doğruluğunun, ölçüm alınan detektöre bağlılığı da göz ardı edilmemelidir. Çalışmamızda alınan ölçümler ve değerlendirmeler sonucunda hem düşük hem yüksek doz bölgesi birlikte değerlendirildiğinde Gauss (Normal) dağılım grafiğine en yakın grafiği diyot detektörler vermiştir. Küçük alanda profil ölçümlerinin diyot detektörlerle alınmasının daha doğru olacağı sonucuna varılmıştır.

1x1cm²'den daha büyük olan küçük alanlarda (< 5x5cm²); Gauss dağılım denkleminin tek maksimum değeri olması ve buna karşın detektörlerin birden çok noktada maksimum değer okuyabilmelerinden dolayı Gauss dağılım grafiğinin oluşturulabilmesi için ölçüm alınan alan boyutuna göre bir standart sapma değerinin yanında bir de μ değeri formüle eklenmelidir.

Gauss dağılım fonksiyonunun gerçek durumu modellemedeki tek eksiği arka alan radyasyonunu (AAR) modellemeye katmamasıdır. Bu eksiklik, ortamdaki arka alan radyasyonun ölçülerek Gauss denklemine eklenmesi ile giderilebilir.

Profil ölçümleri için teorik olarak iyon odası okumasından diyot detektör okumasına geçiş sağlayacak bir faktör bulunarak diyot detektör okumasına yaklaşım yapılabilir.

$$\frac{Okuma_{diyot}}{Okuma_{iyon\ odası}} = T \quad (5.1)$$

$$\int_{x_a}^{x_b} \int_{y_c}^{y_d} P(x; \sigma, \mu) * T(y) dydx + AAR \\ = Profil \text{ (ölçüm alınan İyon odası)} \quad (5.2)$$

Küçük alanlarda, kalibrasyon ölçümleri diyot detektörler ile alınmalı; diyot detektörlerin kullanılmadığı durumlarda ise uygun hacimli iyon odaları ile ölçüm alınarak, Gauss yaklaşım metodu uygulandıktan sonra elde edilen veriler tedavi planlama sistemlerine yüklenmelidir.

KAYNAKLAR

- 1.** Cengiz KURTMAN, Binnaz ÇELEBİOĞLU. Radyoterapi ve Radyasyonun Tarihçesi; Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı Cilt 1, Sayı 1, 2000
- 2.** Aydın ÇAKIR, Hatice BİLGE. Multi-leaf collimator designs: the clinical significance of linear accelerators. Türk Onkoloji Dergisi 2012;27(1):46-54
- 3.** Small Field Application Guide, PTW-Freiburg, 2013
- 4.** E.B. PODGORSK. Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers and Students. International Atomic Energy Agency, 2005
- 5.** http://www.ptw.de/mp3-t_water_phantom.html
- 6.** User Manual MEPHYSTO[®] mc2, PTW-Freiburg, 2012
- 7.** <http://www.ptw.de/1853.html?&cId=245>
- 8.** Users Guide EDGE Detector, SUN NUCLEAR, 2013
- 9.** Maria A. ASPARADAKIS, John P. BRYNE, Hugo PALMANS, John CONWAY, Karen ROSSER, Jim WAARINGTON, Simon DUANE. Report Number 103: Small Field MV Photon Dosimetry. Institute of Physics and Engineering in Medicine
- 10.** <http://www.statlect.com/ucdnrm1.htm>
- 11.** Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. IAEA Technical Reports Series No: 398. VIENNA, 2000
- 12.** VARIAN Medical Systems Acceptance Tests
- 13.** Das IJ, Ding GX, Ahnesjo A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. Med Phys 2008;35:206–15
- 14.** J. Wuerfel. Dose Measurement In Small Fields. Medical Physics International Journal, vol.1, No.1, 2013
- 15.** R. Alfonso et al, A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields, Med. Phys. 35 (2008), 5179

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : ALİ İHSAN ATASOY
Doğum Yeri ve Tarihi : ANTAKYA / 1988
Ev Adresi : İSTİNYE MAH. SEH. HALİL İBRAHİM CAD. 51/1 SARIYER
İSTANBUL
Tel : 05353506964
Mail : alihsanatasoy@gmail.com

EĞİTİM

- ANTAKYA YABANCI DİL AĞIRLIKLILİSESİ (2005 mezunu)
- GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ FİZİK MÜHENDİSLİĞİ (2011 mezunu)
- ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS (2013 mezunu)

İŞ TECRÜBESİ

- ACIBADEM MASLAK HASTANESİ/RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ(MEDİKAL FİZİKÇİ /2012 – DEVAM ETMEKTE)

REFERANSLAR

Prof. Dr. Enis ÖZYAR ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ (0212 3044700)
Prof. Dr. Bülent GÖNÜL GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ (03423172203)