

**LİNEER HIZLANDIRICILARDA ELDE EDİLEN X IŞINLARIYLA
KANSER TEDAVİSİ**

Adil DEMİR

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK**

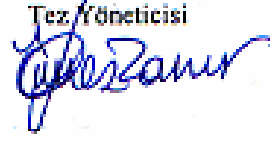
**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Haziran 2005
ANKARA**

Adil DEMİR tarafından hazırlanan LİNEER HIZLANDIRICILARDA ELDE EDİLEN X IŞINLARIYLA KANSER TEDAVİSİ adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Güneş TANIR

Tez Yöneticisi



Bu çalışma, jürimiz tarafından Nükleer Fizik Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan

: Prof. Dr. Başar SARER



Üye

: Prof. Dr. Güneş TANIR



Üye

: Doç. Dr. Şeref OKUDUCA



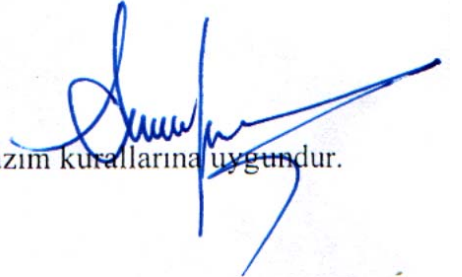
Üye

:

Üye

:

Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.



LİNEER HIZLANDIRICILARDA ELDE EDİLEN X IŞINLARIYLA KANSER TEDAVİSİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Adil DEMİR

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Haziran 2005

ÖZET

Bu çalışmada Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde bulunan GE, Saturne 41 Lineer Hızlandırıcı tedavi cihazının 6 MV ve 15 MV enerjili fotonları kullanılarak %dd, doz profilleri ve TPR ölçümleri yapıldı. Ölçümler doz telafi kamalı alanda ve açık alanda su ve katı fantomlar kullanılarak yapıldı. %dd doz değerleri ve doz profilleri su fantomunda, r_{max} derinliklerindeki doz verimi ölçümleri ise katı fantomda yapıldı. 6 MV enerjili fotonların %dd değerleri, British Journal Of Radiology Supplement No:11 ile, 15 MV enerjili fotonların %dd değerleri de Supplement No:25 ile karşılaştırıldı. Kalite kontroller, kalibrasyonu yapılmış cihazlarla yapıldı. 6 ve 15 MV enerjili foton demetlerinin, simetri-düzgünlük, % dd, açığa bağlı doz verimi, profil ve gerekli diğer parametrelerine bakıldı. Tedavi sırasında kullanılan ve foton sayısını azaltan araç-gereçlerin geçirgenlik faktörleri ölçüldü. Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi için gerekli veriler alındı, sisteme aktarıldı. Teorik ve bilgisayarlı planlama sistemiyle hesaplanan referans şartlardaki doz değerleri, dozimetre ile ölçülen doz değeriyle karşılaştırıldı. Medikal fizikle ilgili kalite güvence sağlandı.

Bilim Kodu : 202
Anahtar Kelimeler : 6 MV, 15 MV, X ışını, %dd, SSD
Sayfa Adedi : 152
Tez Yöneticisi : Prof. Dr. Güneş TANIR

TREATMENT OF CANCER WITH X – RAYS PRODUCED BY LINEAR ACCELERATORS

(M.Sc. Thesis)

Adil DEMİR

**GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

June 2005

ABSTRACT

In this study, I use the GE, Saturne 41 model linear accelerator which is located at Dr. Abdurahman Yurtarslan Ankara Oncology Education and Research Hospital. I made, dd % value measurement tests, dose profiles tests and TPR measurement tests in open field and wedge field with 6MV and 15MV photon energies in water phantom and solid phantom. dd% value and dose profiles measurements made in water phantom, dose output measurements in r_{max} made in solid phantom. dd% values obtained from 6 MV photon energies compared with British Journal of Radiology Supplement No:11 and dd% values obtained from 15 MV photon energies compared with Supplement No:25. Quality controls made by calibrated devices. I measured symmetry-flatness, %dd, dose output which depend on gantry angle, profile and the other necessary parameters in 6 MV and 15 MV photon energies. The correction factors which change photon numbers in treatment are measured. The values necessary for Treatment Planning Systems are measured and transferred in to the system. Dose values obtained from referans conditions which calculated theoretical and treatment planning system are compared with dosimetric values. Quality assurance is supplied for medical physic.

Science Code : 202
Keywords : 6 MV, 15 MV, X-ray, dd%, SSD
Number of Pages : 152
Thesis Leader : Prof. Dr. Güneş TANIR

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren danışman Hocam Prof. Dr. Güneş TANIR'a, tecrübelerinden faydalandığım bütün Medikal Fizikçi mesai arkadaşlarıma, tezimle ilgili ölçümlerin alınması aşamasında yanımda bulunup yardımcı olan Fizikçi Necla DERİCİ'ye, tezin yazılması aşamasında yardımını esirgemeyen Fizik Mühendisi Hikmettin Demir'e teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiii
RESİMLERİN LİSTESİ	xvi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvii
1. GİRİŞ	1
2. KANSERİN TANIMI , OLUŞUMU, GELİŞİMİ VE TEŞHİSİ	5
2.1. Kanserın Tanımı Ve Oluşumu	5
2.2. Kanserın Gelişimi	8
2.3. Kanserın Teşhisi	9
2.3.1. Kanserın başlıca belirti ve bulguları nelerdir ?	9
2.3.2. Kanserli tümörün evrelendirilmesi	10
2.3.3. Kanser çeşitleri	11
2.3.4. Kanserlerin adlandırılması	11
3. KANSERİN ÖNLENMESİ VE TEDAVİSİ	12
3.1. Kanserın Önlenmesi	12
3.2. Kanserın Tedavisi	14
3.3. Radyoterapi (Işın Tedavisi)	15
3.4. Küratif Radyoterapi	16

Sayfa

3.5. Palyatif ve Semptomatik Radyoterapi	16
3.6. Birincil tedavi olarak (Primer “eksklüzif, definitif”) RT	17
3.7. RT + Cerrahi Kombinasyonu	17
3.8. RT + KT Kombinasyonu	17
4. ELEKTROMANYETİK RADYASYONLAR	19
4.1. Elektromanyetik Radyasyonların Madde Tarafından Soğurulması	22
4.2. İyonlaştırıcı Radyasyonun Etki Mekanizmaları	23
4.3. Direk Etki	24
4.4. Dolaylı Etki	24
4.5. Radyasyonun Hücreye Etkisi	27
4.5.1 Radyasyon hasarına etki eden faktörler	27
5. BİRİMLER	31
6. X – IŞINLARI	33
6.1. X-Işınlmasının Elde Edilmesi	33
6.1.1 Bremsstrahlung (frenleme) X ışını	33
6.1.2 Karakteristik X ışınları	34
6.2. X Işınlmasının kalitesi ve şiddeti (HVL)	34
7. YÖNTEM, GEREÇLER, KALİTE KONTROL, KALİBRASYON, BULGULAR	36
7.1 Yöntem	36
7.2 Gereçler	37
7.2.1 Satürne-41 lineer hızlandırıcı	37
7.2.2 RW3 katı su fantomu	49

Sayfa

7.2.3 Rando fantom	50
7.2.4 Welhöffer WP600 3 boyutlu su fantomu.....	51
7.2.5 Tedavi düzeyli dozimetre	52
7.2.6 İyon odası	53
7.2.7 Tedavi planlama sistemi (TPS)	54
7.3. Kalite Kontroller, Bulgular	56
7.3.1 GE marka saturne41 model cihaz ile ilgili bazı bilgiler	56
7.3.2 Güvenlik anahtarlarının kontrolü (aylık).....	57
7.3.3 Gentrı , kolimatör ve radyasyon konumlarının kontrolleri.....	61
7.3.4 Tedavi Masasının Kontrolleri.....	71
8. EKSTERNAL RADYATERAPİDE DOZİMETRİ YÖNTEMLERİ.....	83
8.1. Elektronik Denge (Build-Up Doz = Giriş Dozu)	83
8.2. Uzaklığın Karesi İle Ters Orantı	84
8.3. Işın Demet Kalitesi (Enerji Seviyesi ve Kalite Endeksi)	85
8.4. r_{maks} Tespiti, Profil Düzgünlüğünün ve Simetrisinin Kontrolü	88
8.5. Derin Doz Dağılımları.....	99
8.6. Monitör Sistemle İlgili Testler	120
8.7. El Hesabında Kullanılacak Değerlerin Tespiti.....	126
9. SOĞURULAN DOZ HESABI	134
10. TARTIŞMA VE SONUÇ	147
KAYNAKLAR	150
ÖZGEÇMİŞ	152

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 1.1. 2004 sonu itibariyle radyasyon onkolojisi merkezi ve cihaz parkı.....	3
Çizelge 3.1. Kanserlerin Adlandırılmasında Kullanılan Bazı Ön Ekler	12
Çizelge 5.1. Özel birimlerin SI birimlerine dönüşüm tablosu	31
Çizelge 7.1. Sistem kapatma düğmelerinin kontrolü	57
Çizelge 7.2. Kapı güvenlik anahtarlarının kontrolleri.....	58
Çizelge 7.3. Klavyede bulunan güvenlik düğmelerinin kontrolleri	59
Çizelge 7.4. Tedavi masası ve gentride bulunan güvenlik anahtarlarının Kontrolleri	59
Çizelge 7.5. Doz telafi kaması, blok, güvenlik anahtarlarının kontrolleri	60
Çizelge 7.6. Haberleşme, izleme, ışınlama bildiri sistemlerinin kontrolleri.....	60
Çizelge 7.7. Kaynak masa mesafe göstergesi kontrolü.....	61
Çizelge 7.8. Lokalizasyon lazerlerinin kontrolü	62
Çizelge 7.9. Gentrî dönüş açısı göstergesi kontrolü.....	62
Çizelge 7.10. Kolimatörün dönüş açısı gösterge kontrolü	63
Çizelge 7.11. Gentrî dönüş açısına göre mekanik izomerkez kaymasının kontrolü ...	64
Çizelge 7.12. Foton alanları göstergesinin kontrolü	64
Çizelge 7.13. Alan sınırlayıcı çenelerinin simetri kontrolü	65
Çizelge 7.14. Kolimatör dönüşü ile eşmerkez (çapraz tel sabitliği) değişimi kontrolü	65
Çizelge 7.15. Enerjiye göre 10cmX10cm alanda ışık-ışın alanlarının sapmaları	68
Çizelge 7.16. Masanın üst bölümünün dönüş açılarının gösterge kontrolü	72
Çizelge 7.17. Masanın üst bölümünün döndürülmesi ile, mekanik eşmerkez kaymasının kontrolü.....	73

Çizelge	Sayfa
Çizelge 7.18. Masanın alt bölümünün dönüş açılarının gösterge kontrolü (riso)	74
Çizelge 7.19. Masanın alt bölümünün döndürülmesi ile, mekanik eşmerkez kaymasının kontrolü	75
Çizelge 7.20. Hasta tedavi masasının ağırlıkla esneme kontrolü	77
Çizelge 7.21. Masa alt bölümünün ağırlıkla mekanik eşmerkez kontrolü	78
Çizelge 7.22. Masanın düşey hareket göstergesinin kontrolü	78
Çizelge 7.23. Masa düşey hareket ederken eşmerkez kaymasının kontrolü	79
Çizelge 7.24. Masa ağırlıkla düşey hareket ederken eşmerkez kaymasının kontrolü	80
Çizelge 7.25. Masanın yanal hareketinin gösterge kontrolü	81
Çizelge 7.26. Masanın boyuna hareketinin gösterge kontrolü	82
Çizelge 8.1. S41 cihazının foton enerjileri için ölçülen kalite endeksi	86
Çizelge 8.2. Nominal enerjilere karşılık gelen bazı 10cmx10cm parametreleri	87
Çizelge 8.3. 6 MV için katı fantom ile r_{maks} tespiti. Alan:10cmx10cm, MU:100, SSD teknik	88
Çizelge 8.4. 15 MV için katı fantom ile r_{maks} tespiti. Alan:10cmx10cm, MU:100, SSD teknik	90
Çizelge 8.5. Foton demetlerinin enerjiye bağlı belirlenen r_{maks} değerleri	92
Çizelge 8.6. Tedavi planlama sistemi için alınacak profillerin derinlikleri	92
Çizelge 8.7. Su fantomu ile yapılan simetri ve düzgünlük ölçümleri	98
Çizelge 8.8. RW3 katı fantomu ile yapılan simetri ve düzgünlük ölçümleri	98
Çizelge 8.9. 6 MV enerjili fotonların simetrik alanlarda (cm^2) SSD:100cm'de ölçülen %dd değerleri	108
Çizelge 8.10. 15 MV enerjili fotonların simetrik alanlarda (cm^2) SSD:100cm'de ölçülen %dd değerleri	109

Çizelge	Sayfa
Çizelge 8.11. 6 MV enerjili fotonların kare alanlarda SSD:100cm'de BJR Supplement No.11 %dd değerleri	110
Çizelge 8.12. 15 MV enerjili fotonların kare alanlarda SSD:100cm'de BJR Supplement No.25 %dd değerleri	111
Çizelge 8.13. 6MV ve 15MV foton demetleri için kolimatör açıklık faktörleri	113
Çizelge 8.14. 6 MV ve 15 MV enerjili fotonların Etkin Kaynak Değerleri.....	114
Çizelge 8.15. 6 MV enerjili fotonlar için belirlenen TPR değerleri.....	117
Çizelge 8.16. 15 MV enerjili fotonlar için belirlenen TPR değerleri	118
Çizelge 8.17. Enerjiye bağlı doz hızı salınımı	120
Çizelge 8.18. Foton demet enerjilerine bağlı kısa dönem kararlılığı	121
Çizelge 8.19. Demet enerjisine bağlı monitör lineerliği	122
Çizelge 8.20. Foton demetleri için gentri açısı verim değişmezliği.....	123
Çizelge 8.21. 6 MV enerjili fotonlar için geçirgenlik faktörleri	124
Çizelge 8.22. 15 MV enerjili fotonlar için geçirgenlik faktörleri	125
Çizelge 8.23. Enerjiye bağlı simetrik alanlar için S_c , S_p , S_{cp} değerleri	127
Çizelge 8.24. 6 ve 15 MV fotonlar için referans doz değerleri.....	128
Çizelge 8.25. Fotonların yüzey dozları	128
Çizelge 9.1. Soğurulan doz ölçme yöntemleri	134
Çizelge 9.2. İyon odası kılıf kalınlığı'na bağlı düzeltme faktörleri (f_k).....	137
Çizelge 9.3. Merkezi elektrodun çapına bağlı olarak P_{cel} değerleri	137
Çizelge 9.4. Soğurulan doz üzerine kutuplanma etkisi tespiti	140
Çizelge 9.5. Soğurulan doz üzerine kutuplanma etkisi tespiti	141
Çizelge 9.6. Katı fantom faktörünün tespiti için okuma değerleri.....	142
Çizelge 9.7. Katı fantom faktörünün tespiti	143

Çizelge**Sayfa**

Çizelge 9.8. Dozimetri parametreleri	146
--	-----

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1.1. W.C.Röntgen'in karısının el filmi. Bu, insanoğlunun elde edilen ilk radyogramıdır	1
Şekil 2.1. Normal hücre bölünmesi.....	5
Şekil 2.2. Kanser hücresi bölünmesi.....	5
Şekil 2.3. İyi huylu kanser	6
Şekil 2.4. Kötü huylu kanser	6
Şekil 2.5. DNA molekülleri ve yapısı	7
Şekil 2.6. DNA'daki bozulmalar.....	7
Şekil 4.1. Elektromanyetik radyasyonun E ve H alanı	19
Şekil 7.1. Bir lineer hızlandırıcının genel görünümü.....	38
Şekil 7.2. Lineer hızlandırıcı blok şeması.....	39
Şekil 7.3. Elektron tabancası ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü	40
Şekil 7.4. Modern bir lineer hızlandırıcı şeması	42
Şekil 7.5. Gentrî (Lineer hızlandırıcı ışınlama kafası).....	43
Şekil 7.6. Demet sınırlayıcı sistem (kolimatör)	45
Şekil 7.7. 10 MV X-ışını demeti için demet düzeltici filtreli izodoz dağılımı sağda, filtresiz izodoz dağılımı solda gösterilmektedir.....	46
Şekil 7.8. Farmer 2571 tipi iyon odasının geometrisi (Khan).....	54
Şekil 7.9. 6 MV enerjili X fotonları için, 10cmX10cm alanda, SAD tekniği ve 100 MU ile ışınlanmış ready pack film.....	67
Şekil 7.10. 15 MV enerjili X fotonları için, 10cmX10cm alanda, SAD tekniği ve 100 MU ile ışınlanmış ready pack film.....	67

Şekil	Sayfa
Şekil 7.11. Yarı alan testi: Gentrî açısı 0° , $Y=20$ cm, $X_1=0$, $X_2=10$ cm; kolimatör açısı 0° iken MU: 6MV için 100 ve 15MV için 40, kolimatör açısı 180° iken 6MV için 150 15MV için 60; SAD teknik; derinlik: r_{mak}	69
Şekil 7.12. 6MV enerjili fotonların gentri radyasyon eşmerkezi	70
Şekil 7.13. 15MV enerjili fotonların kolimatör radyasyon eşmerke.....	71
Şekil 7.14. Masanın üst bölümünün radyasyon eşmerkez kaymasının kontrolü	74
Şekil 7.15. Masanın alt bölümünün radyasyon eşmerkez kontrolü	76
Şekil 8.1. Uzaklığın karesi ile ters orantı	85
Şekil 8.2. Kalite endeksi	85
Şekil 8.3. 6 MV için Çizelge 8.3'ün grafik hali	89
Şekil 8.4. 6 MV enerjili X ışınlarının su fantomu ile merkezi ekseninde elde edilen %dd eğrisi , alan : 10cm^2 , doz telafi kaması açısı: 0° , SSD:100 cm	89
Şekil 8.5. 15 MV için Çizelge 8.4'ün grafik hali	91
Şekil 8.6. 15 MV enerjili X ışınlarının su fantomu ile merkezi ekseninde elde edilen %dd eğrisi, Alan : 10cm^2 , doz telafi kaması açısı: 0° , SSD:100 cm	91
Şekil 8.7. Doz profili'nin şematik açıklaması	94
Şekil 8.8. 6 MV enerjili fotonlar için boyuna profil. 30cm^2 , $d:r_{referans}=10\text{cm}$	96
Şekil 8.9. 6 MV enerjili fotonlar için enine profil. 30cm^2 , $d:r_{referans}=10\text{cm}$	96
Şekil 8.10. 15 MV enerjili fotonlar için boyuna profil. 30cm^2 , $d:r_{referans}=10\text{cm}$	97
Şekil 8.11. 15 MV enerjili fotonlar için enine profil. 30cm^2 , $d:r_{referans}=10\text{cm}$	97
Şekil 8.12. Bazı foton enerjilerinin derinlik verim eğrisi (%dd).....	100
Şekil 8.13. 18 MV enerjili fotonlar için alan genişliğine bağlı derinlik verimi grafiği	100
Şekil 8.14. SSD - derinlik verimi grafiği	101
Şekil 8.15. Yüzde derin doz şematik gösterimi.....	103

Şekil	Sayfa
Şekil 8.16. 6 MV enerjili foton demetlerinin 30cm ² alan ve 10cm derinlikte alınan gürültülü profil eğrisi.....	105
Şekil 8.17. 6 MV enerjili foton demetlerinin 30cm ² alan ve 9,6cm derinlikte alınan profil eğrisinin gürültüsü düzeltilmiş (smooth edilmiş) hali	105
Şekil 8.18. 6 MV enerjili foton demetlerinin istenen derinliklerde ve merkezi ekseninde alınan profillerin normalize edilmemiş halde görünüşü.....	106
Şekil 8.19. 6 MV enerjili foton demetlerinin istenen derinliklerde ve merkezi ekseninde alınan profillerin 100'e normalize edilmiş halde görünüşü	106
Şekil 8.20. 6 MV enerjili foton demetlerinin önünde doz telafi kaması varken, istenen derinliklerde ve merkezi ekseninde alınan profillerin 100'e normalize edilmemiş halde görünüşü	107
Şekil 8.21. 6 MV enerjili foton demetlerinin önünde doz telafi kaması varken, istenen derinliklerde ve merkezi ekseninde alınan profillerin 100'e normalize edilmiş halde görünüşü.....	107
Şekil 8.22. 6 MV enerjili fotonlar için etkin kaynak grafiği.....	115
Şekil 8.23. 15 MV enerjili fotonlar için etkin kaynak grafiği.....	115
Şekil 8.24. Demet enerjisine bağlı monitör lineerliği	122
Şekil 8.25.a. 6 MV enerjili fotonların 10 cm ² açık alanda izodoz eğrisi	129
Şekil 8.25.b. 6 MV enerjili fotonların 10 cm ² doz telafi kamalı izodoz eğrisi	129
Şekil 8.26.a. 15 MV enerjili fotonların 10 cm ² açık alanda izodoz eğrisi	130
Şekil 8.26.b. 15 MV enerjili fotonların 10 cm ² doz telafi kamalı izodoz eğrisi	130
Şekil 8.27. 6 MV enerjili foton demetlerinin doz telafi kamalı doz açısının tespiti: Aç1, 56 ⁰ bulundu	131
Şekil 8.28. 15 MV enerjili foton demetlerinin doz telafi kamalı doz açısının tespiti: Aç1, 54 ⁰ bulundu	132
Şekil 9.29. Radyoterapi'deki Volümlerin Şematik Görünümü.....	133

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 7.1. Lineer Hızlandırıcı cihazında ölçüm almaya hazır hale getirilmiş su fantomu ve fantomun suyunu taşıyan su tankı	49
Resim 7.2. RW3 katı su fantomu	50
Resim 7.3. Su fantomu sistemi.....	50
Resim 7.4. NE 2570/1 tipi Farmer Dozimetresi.....	53
Resim 7.5. Farmer 2571 tipi iyonizasyon odası ve kablosu.....	53

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
W_R	Ağırlık Faktörü
W_T	Doku Ağırlık Faktörü
N_D	İyon Odası Kalibrasyon Faktörü
N_K	Hava Kerma Kalibrasyon Faktörü
$(1-g)$	Bremstrahlung Yüklü Partiküllerin Enerji Kesri
K_{att}	İyon Odası Saçılma Düzeltme Faktörü
K_m	İyon Odası Build-Up Kep Malzemesi Faktörü
D_W	Soğurulan Doz
K_h	Rutubet Düzeltmesi
P_S	Rekombinasyon Faktörü
$S_{w,air}$	Sudan Havaya Işınlara Durdurma Gücü
P_U	İyon Odası Hava Boşluğunun Su Eşdeğeri Olmasını Düzelten Faktör
P_{CEL}	İyon Odası Merkezi Elektrod Düzeltme Faktörü
M_U^0	Düzeltme Faktörsüz Okuma
P_{TP}	Basınç- Sıcaklık Düzeltmesi
F_k	Kılıf Kalınlık Faktörü

Kısaltmalar	Açıklamalar
cc	Santimetre küp
% dd	Yüzde Derin Doz
Gy	Gray (Soğurulan Doz Birimi)
IC	İyon Odası (İon Chamber)

Kısaltmalar**Açıklamalar****Lt**

Latince

MU

Monitor Unit

MV

Mega (Milyon) Volt

nC

Nano Coulomb

Rad

Absorbe Edilen Doz Birimi

Rem

Bir İnsana Eşdeğer Röntgen Dozu

SAD

Kaynak Tümör Mesafesi (Source Axis Distance)

SSD

Kaynak Cilt Mesafesi (Source Skin Distance)

Sv

Sievert (Biyolojik Doz Birimi)

1. GİRİŞ

X ışınlarının, radyumun, doğal radyoaktivitenin ve yapay radyoaktivitenin bulunması fizik ve tıp alanında büyük gelişmelere yol açmış ve radyoloji biliminin doğmasına neden olmuştur.

X-ışınları bulunduktan bir yıl sonra ülkemizde de üretilmiştir.

W.C.Röntgen, 1895 yılında, crookes tüpü ile baryum platino siyanür kristalleri arasına farklı maddelerin konulması durumunda, kristalde parlamanın şiddetinin değiştiğini belirledi. Tüp ile kristal arasına bir kurşun yaprak koyduğunda parlamanın kaybolduğunu, elini koyduğunda ise parmak kemiklerinin gölgesini gördü. Böylece elektromanyetik radyasyonun maddeyi delip geçebildiğini keşfetti. Karısı Berta'nın elini fotoğraf plağı üzerine koyarak elde ettiği görüntüyü banyo ettiğinde el kemiklerine ve yüzük parmağındaki iki yüzüğe ait görünümeler ortaya çıktı. Bu görünüm insan oğlunun elde edilmiş ilk radyogramıdır (Şekil 1.1) (1).



Şekil 1.1. W.C.Röntgen'in karısının el filmi, insanlığın elde edilen ilk radyogramıdır.

X ışınları 1895 yılı Aralık ayında, tıp alanında ilk kez kullanılarak bir hastanın bacağına saplanan kurşunun yeri belirlendi.

1900 yılında, X ışınlarının insan dokusuna zarar verebildiği, bununla birlikte kötü huylu tümörlerin küçültülmesinde, hatta yok edilmesinde kullanılabileceği anlaşıldı.

X-ışınları birinci dünya savaşında tanı amaçlı olarak sıklıkla kullanılmıştır.

Ülkemizde, 1900 yılında bazı kötü huylu tümörlerin tedavi edildiği, daha gelişmiş bir röntgen aygıtının Yıldız Hamidiye Etfal Hastanesine kurulmasından sonra 30 hastanın tedavi edildiği bilinmektedir. Buna rağmen uzmanlar, cerrahi servislerde bulunan cihazlarla yaptıkları tedavilere yan uğraş olarak bakıyorlardı (2).

Radyoloji ve de Radyoterapi ile ilgili ülkemizde basılan ilk kitaplardan biri Dr. İsmail Süleyman'ın 1907 yılında basılmış olan "Röntgen ve Radium Şuaatının Tatbikatı ve Menafii Tıbbiyesi" isimli 170 sayfalık eseridir. 1917'de Stockholm'de Radiumhemmet Enstitüsünde Dr. G. Forsell, Medical Radyoloji Bölümü adı altında ilk radyoterapi ünitesini kurdu ve bunu 1923 yılında Paris'te kurulan bir diğer bölüm izledi. İlk Uluslararası Radyoloji Kongresi ise 1925 yılında gerçekleştirildi. Üniversitede eğitim veren ilk radyoterapi kürsüsü Stockholm Üniversitesinde Prof. Dr. E. Berven tarafından 1936 yılında kurulmuştur (1-3) .

Ülkemizde radyoloji bilimi adına verilen ilk düzenli radyoterapi ile ilgili kurslar, görüntüleme yanında 1926 yılında İstanbul Haydarpaşa Tıbbiye Okulunda düzenlenmiştir (2,3).

1934 yılında Çapa'da "İstanbul Üniversitesi Radyoloji ve Biyofizik Enstitüsü" kuruldu. Doç. Dr. Tevfik Berkman'ın bir tedavi aygıtı getirterek muayenehanesine kurdurması ile Türkiye'de ilk özel radyoterapi kurumu çalışmaya başlamıştır. Bu enstitü zamanının en ileri kurumlarından biri idi. Enstitüde öncü çalışmalar olarak, bir döner sandalye kullanılarak dünyada ilk kez rotasyon tedavisi ile larinks kanserleri tedavi edilmeye çalışılmıştır (4).

İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Profösörler Kurulu 1963 yılında radyoloji kürsüsünün “radyodiagnostik” ve “radyoterapi” olarak ayrılmasına karar verdi.

Tıp alanında Prof. Dr. Reha Uzel ve Prof. Dr. Nijad Bilge ile tıbbi fizik alanında Doç. Dr. Seyfettin Kuter, Türkiye'de Onkolojinin gelişmesine çok büyük katkıda bulunmuşlardır.

Radyoterapi kürsülerinin adları, 1982 yılından sonra radyasyon onkolojisi olarak değiştirilmiştir. İstanbul Ünv. Onkoloji Enstitüsü'nden S. Kuter ve A. Çakır'ın 2004 yılında yaptıkları, 2004 yılı sonuna kadar açılması planlanmış olanların da dahil edildiği, “Türkiye’de Radyasyon Onkolojisi Merkezlerinin Coğrafi Bölgelere Göre Dağılımı, Kullanılan Radyasyon Verici Cihazlar ve İnsan Gücü” konulu çalışmada (Çizelge 1.1), 1999 yılından 2004 sonuna kadar açılan merkez sayısında %11, lineer hızlandırıcı sayısında %33, simülör cihazı sayısında %29, tedavi planlama sisteminde %48 artış gerçekleşirken, kobalt-60 cihazı sayısında %9 düşüş tespit edilmiştir.

Çizelge 1.1. 2004 sonu itibariyle radyasyon onkolojisi merkezi ve cihaz parkı

	1999 (Adet)	2004 (Adet)
Merkez	45	50
Lineer Hızlandırıcı	30	40
Simülör	41	53
Kobalt-60	52	48
Düşük Enerjili X ışını Yayan Ortavoltaj Tedavi Cihazı	8	4
Sonradan Yüklemeli Brakiterapi cihazı		19
Tedavi Planlama Sistemi	29	43

Radyoterapide yüksek enerjili X-ışınları, yakın dokulara hasar vermeden derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır.

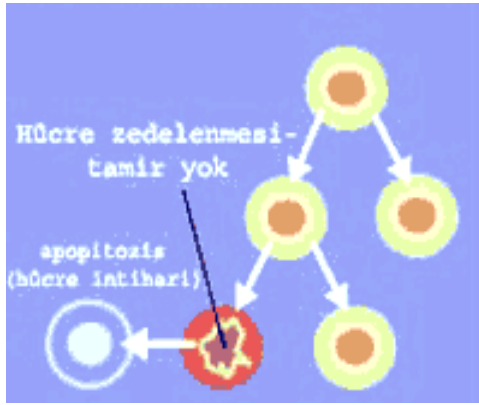
Bu çalışmada, Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi’nde bulunan General Electric marka Saturne-41 model lineer hızlandırıcı

tedavi cihazının, 6 ve 15 MV enerjili X-ışını demetlerine ait % dd, doz profilleri, simetri-düzgünlük, yarı gölge (penumbra) genişliği, doz verimi vb. parametreler ile, dozimetrik ölçümlerinin yapılması ve bu ölçümlerde elde edilen verilerden, el hesabı için olanların kullanılabilir hale getirilmesi, bilgisayarla tedavi için olanların ise Target2 tedavi planlama sistemi'ne aktarılarak tedavi planlamasının yapılması ve Target2 tedavi planlama sisteminden elde edilen sonuçların uluslar arası protokollerin öngördüğü hale getirilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmada, Welhöffer marka WP600 model üç boyutlu su fantomu, NE marka Farmer model dozimetre, RW3 katı fantomu, NE marka 2571 model 0.6 cc Farmer tipi iyon odası kullanılmıştır.

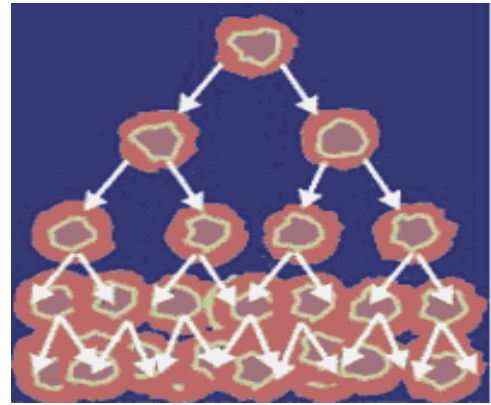
2. KANSERİN TANIMI , OLUŞUMU, GELİŞİMİ ve TEŞHİSİ

2.1. Kanserin Tanımı ve Oluşumu

Normal şartlar altında, hücreler sistemli bir şekilde büyür, bölünür ve ölür (şekil 2.1). Yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan ve bölünmeyi kontrol eden bazı gen mekanizmaları, bölünmekte olan hücreye bölünmesini durdurmasını söyler . Hücre, verilen emre uymayarak bölünme ve büyümeye devam ederse, birikerek kitleler oluşturur (şekil 2.2).

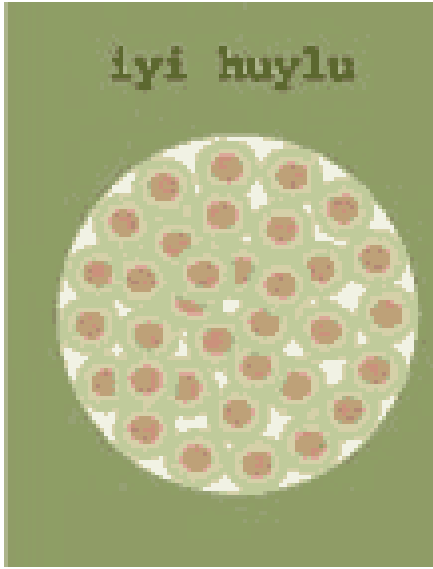


Şekil 2.1. Normal hücre bölünmesi



Şekil 2.2. Kanser hücresi bölünmesi

Kitle oluşumları bir süre sonra durabileceği gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Hücre bölünmeleri kontrolden çıktığı anda kanserleşme başlamış olur. Kontrolsüz bölünen hücreye kanser hücresi, kanserleşmeyle oluşan kitlelere tümör, sürekli çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere kötü huylu tümör (Lt.:malignant) (Şekil 2.4), bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere de iyi huylu veya selim tümör (Lt.:benign) (Şekil 2.3) denir. İyi huylu tümörler metastaz yapmaz ve çok seyrek görülen istisnalar dışında yaşamsal tehlike oluşturmazlar.



Şekil 2.3. İyi huylu kanser

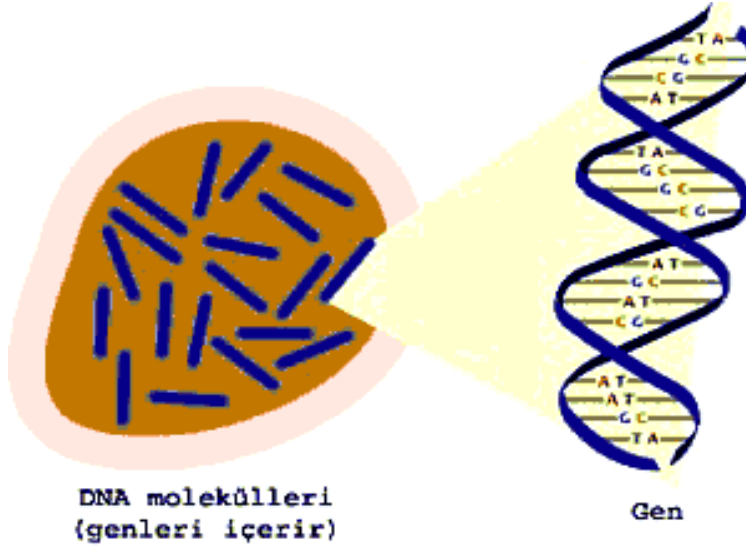


Şekil 2.4. Kötü huylu kanser

Kanser hücrelerinin çevre dokuya göçü ve onu yıkarak ilerlemesine invazyon, kan veya lenf damarlarına geçerek kan dolaşımı ile tüm vücuda yayılması ve vücudun herhangi bir normal dokusuna girerek orada çoğalmasına da metastaz denmektedir.

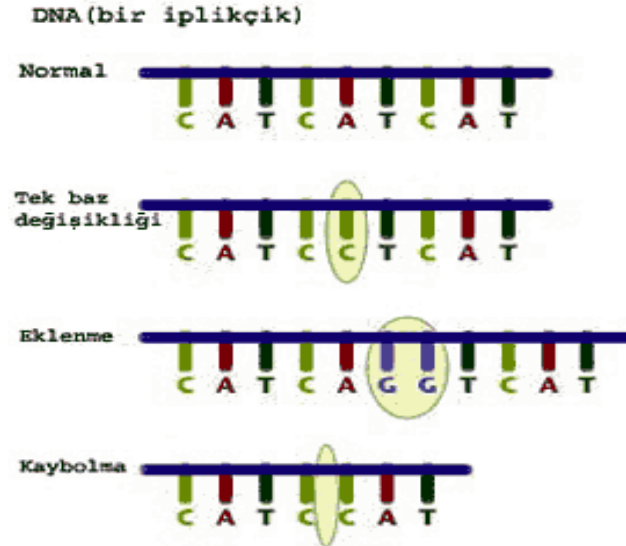
Kanser hücreleri vücudun başka bölgelerine yayılmış olsa da ilk olduğu organın adı ile anılır. Örneğin kemiklere sıçramış olan prostat kanseri hala prostat kanseri, akciğere sıçramış olan meme kanseri hala meme kanseridir. Bu yüzden kanser sürekli çoğalıp büyüyen ve vücuda zarar veren, erken tanısı ve tedavisi mümkün olan 200 den fazla hastalığın ortak adıdır. Bulaşıcı olmayan bir hastalık grubudur.

DNA adenin, timin, sitozin, guanin adı verilen dört değişik baz içerir (Şekil 2.5). Bu dört bazın farklı dizilimleri ile on binlerce farklı gen ortaya çıkar. Bir gen içindeki bazların sırası verilecek mesajı belirler. Bu olay çeşitli kombinasyonları ile farklı kelime ve cümleler oluşturan alfabenin harflerine benzetilebilir.



Şekil 2.5. DNA molekülleri ve yapısı

Genler değişik şekillerde olabilirler. Değişimin en basit şekli bir gen içindeki tek bir bazın değişmesi şeklindedir. Bu olay bir kelimeyi yazarken yapılan harf hatasına benzetilebilir. Bir harf hatası ile bir kelimenin ana anlamını kaybetmesi gibi bir baz değişikliği ile de bir gen tüm fonksiyonunu kaybedebilir (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. DNA'daki bozulmalar

Tümör baskılayıcı genlerin (baskılayıcı proteinlerin) olmaması hücre çoğalması ile sonuçlanır. Freni bozulmuş bir otomobilin kontrolden çıkması gibi tümör baskılayıcı bir genini kaybeden hücre de büyüme ve çoğalma kontrolünü kaybeder.

2.2. Kanserin Gelişimi

Kanserlerin yaklaşık %80-90'ı çevresel ve/veya davranış faktörleri tarafından meydana gelir ve önlenibilme potansiyeli vardır. Kalıtım yoluyla kanser meydana gelme olasılığı çevresel faktörlere oranla çok daha azdır.

Kanser gelişiminde hormonlar, bağışıklık sistemi, genlerde oluşan kalıtsal değişiklikler, diyet faktörleri, virüsler, bakteriler ve kimyasallar önemlidir. Bu etkenler vücuttaki normal hücre programını bozarak, normal hücreyi anormal hücreye, anormal hücreyi de kanser hücresine dönüştüren zincirleme olaylar başlatır. Kansere neden olan kimyasal maddelere ve radyasyona, kanser yapıcı etkenler karsinojenler adı verilir. Bahsi geçen etkenlerle ortaya çıkan karsinojenler bazen kontrolden kaçır ve hücre içinde harekete geçer. Hücresel hasar kümülatif bir süreç olup, normal vücut işlevlerinin son ürünü olan serbest radikaller bu hasarın oluşumunda rol oynayabilmektedirler.

Radyoaktif maddelerden ve güneş ışığından gelen radyasyon, X-ışınları ve bazı ilaçlar, polisiklik aromatik hidrokarbonlar gibi kimyasal faktörlerin yanında virüsler de biyolojik olarak normal karaktere sahip bir hücre kültürünü taşıyarak kanser oluşturabilirler.

Asbest ve benzen gibi kimyasal karsinojenler, tümörü ya uygulandığı yerde (cilt) veya soğurulduğu yerde (bağırsak), yada metabolizmanın durumuna göre karaciğer, böbrek gibi organlarda, bazen de direkt olarak alakası olmayan bir yerde meydana getirirler. Karsinojenler ancak uygun yer ve zamanda kanser oluşturabilirler.

Karsinojenik etkiler her hücrenin genetik bilgilerini içeren DNA yapısına zarar verir. Hücreler bir kez zarar görünce vücudun kontrol fonksiyonlarına uymaz hale gelebilirler.

Farklı tipteki kanserler, farklı hızlarda büyürler, farklı yayılma biçimleri gösterirler ve farklı tedavilere cevap verirler. Bu nedenle kanserli hastaların tedavisinde, var olan kanser türüne göre farklı tedaviler uygulanır.

2.3. Kanser Teşhisi

2.3.1. Kanser başlıca belirti ve bulguları nelerdir?

Kanser belirti ve bulguları köken aldığı doku ve organlara göre değişir. Şu belirtilere dikkat edilmelidir:

- Dışkılama ve idrar alışkanlıklarında ani değişiklikler
- Uzun süren, iyileşmeyen yaralar
- Beklenmeyen kanama ve akıntılar
- Meme veya başka organlarda elle hissedilen şişlikler
- Yutma güçlüğü (iyileşmeyen boğaz şikayeti) veya hazımsızlık
- Siğil ve ben gibi cilt lezyonlarında belirgin değişiklik
- Uzun süren ses kısıklığı ve öksürük
- Açıklanamayan kilo değişiklikleri, ani zayıflama

Bu bulgular her zaman kanser demek değildir. Ancak nedenlerinin belirlenmesi için mutlaka muayene olmayı gerektirirler.

2.3.2. Kanserli tümörün vrelendirilmesi

Kanser tanısının konulmasından sonra kanserin ne kadar ilerlemiş olduğunu anlamak için şu üç soru sorulur:

Tümör ne kadar büyüktür ve çevresindeki dokuya ne kadar yayılmıştır?

Kanser hücreleri yakındaki lenf bezelerine yayılmış mıdır?

Kanser vücudun diğer bölgelerine sıçramış mıdır (metastaz)?

Bu sorulara verilen yanıtlarla kanserin evresi belirlenir. Hastanın yaşama şansı erken evrelerde belirgin derecede yüksektir.

Genel Evreleme Sistemi (kanseri tipine göre tanımlama değişebilir) (5)

Primer Tümör (T)

Tx	Primer tümör değerlendirilemiyor,
T0	Primer tümör bulgusu yok,
Tis	Karsinoma in situ,
T1	Tümör kontrol edilebilir çapta, çok nadir invazyon,
T2	Tümöre göre değişmekle beraber 4 cm den küçük, ama invazyon var,
T3	Genelde 4 cm den büyük tümör, invazyon var,
T4	Tümör komşu dokulara invazyon yapmış,

Bölgesel Lenf Nodları (N)

Nx	Bölgesel lenf nodları değerlendirilemiyor,
N0	Bölgesel lenf nodu metastazı yok,
N1	Tek bir lenf noduna küçük metastaz,
N2	Bölgesel lenf nodlarına orta büyüklükte metastaz,
N3	Herhangi bir lenf noduna büyük metastaz,

Uzak Metastaz (M)

Mx	Uzak metastaz değerlendirilemez,
M0	Uzak metastaz yok,
M1	Uzak metastaz var,

Evre Gruplama

Evre 0a	Ta	N0	M0
Evre 0is	Tis	N0	M0
Evre I	T1	N0	M0
Evre II	T2	N0	M0

Evre III	T3	N0 veya N1	M0
Evre IV	T4	N0 veya N1	M0
	Herhangi T	N2	M0
	Herhangi T	herhangi N	M1

2.3.3. Kanser çeşitleri

Kanserin belirtilerinin ortaya çıkması 5 ila 40 yıl sürebilir. Akciğer, meme ve kalın barsaklarda görülen karsinomlar; kemik, kıkırdak ve kas dokusu gibi vücudun destek dokularındaki hücrelerden köken alan sarkomlar; lenf bezeleri ve bağışıklık sistemini oluşturan dokulardan köken alan lenfomalar; kemik iliğinde olgunlaşmamış kan hücrelerinin çoğalması ile ortaya çıkan lösemiler, kanser çeşitleri olarak sayılabilir.

2.3.4. Kanserlerin adlandırılması

Karsinomlar, sarkomlar, lenfomalar ve lösemilerin farklı tiplerini birbirinden ayırmak için çeşitli teknik terimler kullanılır. Bu terimler genelde kanserin başladığı hücrenin adına bir ön ek konularak türetilir. Örnek olarak ön ek olan "osteo" kemik anlamına gelir. Kemik dokusundan köken alan tümörlere de osteosarkoma adı verilir. Benzer şekilde "adeno" ön eki salgı bezi anlamındadır (Çizelge 3.1). Bez epitelinin kanserleri de adenokarsinoma diye adlandırılır.

Deriye rengini veren pigment hücrelerinin tümörü olan melanoma derideki pigment hücrelerinden başlayabilir. Hücreler kan damarlarına giderek karaciğer ve beyin gibi organlara yayılabilir. Karaciğerdeki kanser hücrelerinin oluşturduğu tümör, karaciğer kanseri olarak değil metastatik melanoma diye adlandırılır. Metastazlar tümörün başladığı orijinal hücrelerin adları ve mikroskopik görünüşleri ile anılırlar. Sadece başlarına metastatik kelimesi getirilir.

Çizelge 3.1. Kanserlerin Adlandırılmasında Kullanılan Bazı Ön Ekler

Ön Ek	Anlamı	Ön Ek	Anlamı
adeno-	salgı bezi	lenfo-	lenfosit
deno-	bez	melano -	pigment (renk maddesi)
kondro-	Kıkırdak	miyelo-	kemik iliği
eritro-	kırmızı küre	miyo-	kas
hemajio	kan damarları	osteo-	kemik
hepato-	Karaciğer	lipo-	yağ

3. KANSERİN ÖNLENMESİ ve TEDAVİSİ

3.1. Kanserin Önlenmesi

Kanserin önlenmesinde ilk basamak bazı kanser yapıcı kimyasal maddeler ve virüslerle teması önlemektir.

Akciğer kanserlerinin önlenmesi için sigara içiminin önlenmesi de gerekmektedir.

Melanoma gibi deri kanserleri, güneş ışığına fazla maruz kalma süresinin azaltılması, deriyi ultraviyole ışınlardan koruyan giysiler giyilmesi gibi önlemlerle azaltılabilir.

Fazla alkol, sigara ve tütün ürünlerinin akciğer kanseri, ağız, yutak, soluk borusu, yemek borusu, pankreas, rahim ağzı, böbrek ve idrar torbası kanserlerine yol açtığı kesin olarak bilindiğinden, bunları tüketimden vazgeçmek korunmak anlamına gelir. Yağ tüketiminin ve kalori alımının kısıtlanmasının bazı kanserlere yakalanma riskini azalttığı bilinmektedir. Yağdan zengin bir gıda olan etin fazla miktarda alınması ve yüksek kalorili diyet kalın barsak kanserine yakalanma riskini arttırmaktadır.

Meyve ve sebzelerin fazla alınmasının kansere yakalanma riskini belirgin şekilde azalttığı gösterilmiştir.

Bitkisel kaynaklı besinlerin fazla tüketilmesi, özellikle hayvansal kaynaklı yüksek yağlı gıdaların sınırlandırılması, fiziksel olarak aktif olup egzersiz yapılması ve ideal ağırlığın korunması kanserden korunmada yararlıdır.

İnsan kanserlerinde rol oynayan az sayıdaki virüsün insanlara bulaşmasının engellenmesi kanserden korunma yönünden önemlidir.

İnsanların zamanlarını geçirdikleri yerlerde bulunabilecek kanser yapıcı maddelerin belirlenmesi önem kazanmaktadır.

3.2. Kanserin Tedavisi

Kanser tanısı ne kadar erken konursa, tedavisi de o kadar erken başlar ve kanser tedavisi ne kadar erken başlarsa tedavinin başarıya ulaşma şansı da o kadar yüksek olacaktır. Evrelendirme tedaviye ilişkin kararların verilmesinde çok önemlidir.

Kanser tedavisi kanserin tipine, yerleşimine, evresine, kişinin genel sağlık durumuna ve diğer faktörlere bağlı olarak değişiklikler gösterir. Her hasta için, o hastanın kişisel durumuna ve ihtiyaçlarına göre biçimlendirilmiş farklı tedavi planları hazırlanır. Bu tartışmada işlemin doğruluğunun kanıtlanması, daha faydalı alternatif tedavilerin olmadığı ve değişik tekniklerin (radyoterapi, cerrahi ve kemoterapi) en uygun şekilde bir araya getirilmesi onaylanmalıdır. Bir radyoterapi kürü kararının cerrahların, tıbbi ve radyasyon onkologların da dahil olduğu (çoklu yaklaşımlı) bir ekip tarafından verilmesi en uygun durumdur. Böyle bir çoklu (multidisipliner) yaklaşım mümkün değilse kararı veren radyasyon onkoloğu, alternatif tedavileri veya kombine tedavi stratejilerini göz önüne almalıdır.

Kanserlerin çoğunda kullanılan tedavi yöntemleri cerrahi operasyon, radyoterapi, kemoterapi, hormonoterapi ve immünoterapidir (biyolojik tedavi).

Cerrahi Operasyon, kanserin tipine, evresine ve yerleştiği dokuya göre uygulanan, uygulandığı yerde etkili olan, değişik yöntemleri bulunan bölgesel bir tedavi yöntemidir. Kanserlerin çoğunda, öncelikli olarak cerrahi operasyon düşünülür. Cerrahi operasyonun mümkün olmadığı, yeterli olmadığı, yada yayılma şüphesi bulunduğu durumlarda, diğer tedavi şekilleri düşünülür.

Kemoterapi (İlaç Tedavisi), kanser hücrelerini öldürücü ilaçların ağızdan veya damardan verilerek tüm vücuda yayılması ve kanser hücrelerinin öldürülmesi esasına dayanan, iyileştirmek veya yaşam kalitesini düzeltmek amacıyla hastaya aralıklı olarak uygulanan kimyasal tedavi şeklidir. Tek başına uygulanabildiği gibi cerrahi sonrası koruyucu önlem olarak da uygulanabilir. Bazen de radyoterapi ile beraber uygulanır. Kemoterapi, hızlı büyüyen hücrelere etkilidir. Kemik iliğini de

etkilediğinden aralıklı tedavi yapılmaktadır. Bulantı, kusma, ateş yükselmesi, saç dökülmesi gibi yan etkileri olabilir. Yayılmış subklinik hastalık kemoterapiyle tedavi edilir (5,6).

Hormonoterapi (Hormon Tedavisi), hormon tedavisinde amaç, hormona duyarlı kanser türlerinde, salgılanan hormonun etkisi ortadan kaldırılarak, kanserin gelişmesinin önlenmesidir. Kemoterapi gibi, hormonoterapi de sistemik bir tedavidir ve tüm vücuttaki hücreleri etkiler.

İmmünoterapi (Biyolojik Tedavi), allerjik rinit, bronşiyal astım yada arı alerjisi tanısı konulan ve yapılan deri testleri sonucu allerjenlere duyarlı olduğu saptanan hastalarda, bu duyarlılığın giderilmesi için, allerjenlerle hazırlanmış aşılarda belli bir doz ve tedavi aralığında enjekte edilmesi esasına dayanan ve halen araştırılmakta olan bir tedavi yöntemidir.

3.3. Radyoterapi (Işın Tedavisi)

Radyoterapi yaklaşık yüz yıldır kanserlerin tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. Kanser hücrelerinin doğrudan yada dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla öldürülmesi temeline dayanır. Uygulandığı bölgede etkili olan, halsizlik, şişme, ağırlık hissi, derinin güneş yanığı rengi alması gibi çeşitli yan etkileri oluşan bölgesel tedavi yöntemidir. Cerrahi girişimden sonra, kalma olasılığı olan kanser hücrelerinin öldürülmesini sağlamak, operasyon sahasındaki canlı hücre sayısını azaltarak tümör aşılama (implantasyon) riskini azaltmak, operasyon sahası dışındaki lenf bezi metastazlarını sterilize etmek ve klonojenik hücrelerin yayılım potansiyelini azaltmak amacıyla uygulanır. Bölgesel mikroyayılımlar, eşdeğer radikal cerrahi nedeniyle oluşan anatomik ve bazen fizyolojik kayıplar olmadan radyoterapi ile tedavi edilebilir (5,7).

Kanser hastalarının yüzde altmışı, cerrahi ve/veya kemoterapi tedavisi yanında ışın tedavisi görmektedir. İnvaziv kanser tanısı konulan hastaların yüzde yetmişi yerel-bölgesel (local-regional), yüzde otuzu ise metastatik evrededir. Yerel-bölgesel evrede

tanı konulan hastaların yarısından fazlasında kür elde edilirken, diğer hastalarda nüks görülmektedir. Hastalığı tedavi etmek amacı ile, veya hastanın şikayetlerini hafifletmek ve sağkalımı uzatmak amacıyla palyatif olarak kullanılır (8).

3.4. Küratif Radyoterapi

Yerel nüksün veya muhtemel metastazın, mikroskopik tümör hücrelerinin yer aldığı düşünülen odakların, 18 ile 60 gray arasında doz kullanılarak önlenmesi amacıyla, “önleyici (prevantif) radyoterapi”; cerrahi olarak tam olarak çıkartılamayacak tümörlerin, 45 Gy’e kadar ışınlanarak ameliyat edilebilir hale getirilmesi için “ameliyat öncesi (preoperatuar) radyoterapi”; cerrahi ile tümörün tam olarak çıkartılamadığı veya kemoterapi ile primer tümör odağının yok olduğu durumlarda (komplet remisyon), tümör yatağında muhtemel mikroskopik kalıntıların yok edilmesi amacıyla “adjuvan / postoperatuar radyoterapi”; küratif amaçla yalnız radyoterapinin kullanıldığı kanserlerde, ışına çok duyarlı (radyosensitiv) kanserlerde veya tıbbi yan etkileri (medikal kontrendikasyon) nedeniyle cerrahi ve kemoterapi uygulanamayan ileri yaştaki hastalarda tek tedavi yöntemi olarak “primer (eksklüzif – definitif) radyoterapi” uygulanmaktadır (7,9).

3.5. Palyatif ve Semptomatik Radyoterapi

Kemik ve karaciğer metastazlarında ağrı giderici olarak; beyin ve omurilik metastazlarında, veya kava superior sendromlarında (VKSS) bası azaltıcı (dekompresyon) olarak; tümör nedeniyle hematüri veya metroraji varsa ve durdurulamıyorsa kanamaya karşı (hemostatik) olarak; küratif tedavi yapılamayan, ileri yaşta ve performansı düşük hastalarda yaşam kalitesini iyileştirmek, tümör küçülmesini temin etmek amacı ile konvansiyonel tedavi yerine, hem küratif hastalara yer açmak, hem daha çabuk sonuç alabilmek amacıyla küçültücü (kontrakte) tedavi tercih edilir. Fraksiyoner tedavi dozları; 10X3 Gy/2 hafta, toplam 30 Gy; 5X4 Gy/hafta, toplam 20 Gy şeklinde uygulanabilir (6,7).

3.6. Birincil tedavi olarak (Primer “eksklüzif, definitif”) RT

Bazı hodgkin lenfoması erken evresi, çocukluk çağı tümörleri gibi radyasyona duyarlı; üst deri, ağız tabanı, ses teli gibi tedavi dozunun aynı hacme verildiği veya rahim, prostat gibi önce bölgesel lenf bezlerini kapsayacak şekilde geniş alandan sonra tümör yatağına küçük alandan ilave doz verilen küçük hacimli; uzuv kaybı veya ileri yaş, yaygın metastaz veya genel durumun kötü olduğu ameliyat edilemeyen (inoperable) tümörlerde uygulanır.

Bir sertleşme (fistül), çürüme (nekroz), kanamaya (hemorrhage) veya ağırlı bir fibroza (hücre aralarında lifli dokunun artması) neden olarak hastanın yaşam kalitesini düşürecek yüksek dozlardaki ışınlamadan kaçınılmalıdır. Verilecek doz, tümörden orta ve uzun vadede alınacak cevap ile tedavi şansı düşünülerek, her hasta için ayrı ayrı tayin edilmelidir (8).

3.7. RT + Cerrahi Kombinasyonu

Cerrahi ve RT, önce birisi sonra öteki şeklinde sıklıkla kullanılır. 3 cm çapın üstündeki meme tümörleri gibi tümörlerin, bazı baş-boyun, bronş (akciğer) ve yumuşak doku tümörlerinin ameliyata uygun hale getirilmesi amacıyla ameliyat öncesi; koruyucu ameliyat kararı verilen meme tümörleri, testis tümörleri veya kemik tutulumları olan tümörlerin yerel nüks yapmasını önlemek amacıyla ameliyat sonrası; mide, pankreas ve rektum gibi kanserlerde tümör yatağında kalmış olabilecek veya ameliyat esnasında karın içine ekilebilecek tümör hücrelerinin yok edilmesi amacıyla ameliyat esnasında ışınlama yapılabilir.

3.8. RT + KT Kombinasyonu

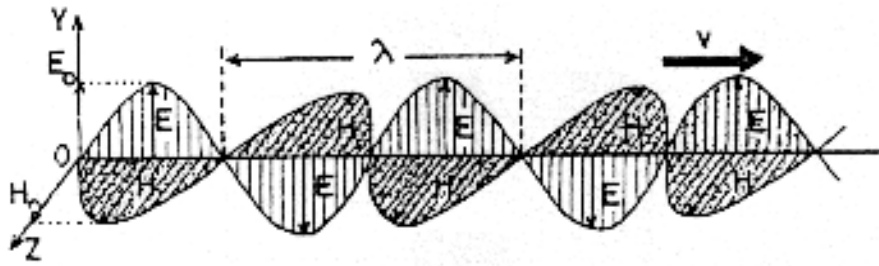
Akut lenfoblastik lösemide KT ile elde edilen tedavi sonrası, beyin omurilik engelini geçemeyen ilaçların yok edemediği tümör hücrelerinin nüks yapmasını engellemek amacıyla tüm beyin, evre dört hodgkin hastalığında nüks oranını en aza indirmek amacıyla yelek ve ters Y ışınlaması kemoterapiden sonra; lokal kontrol artışı için

bazı baş-boyun ve anal kanal tümörlerinde olduğu gibi, yalnız RT ile lokal kontrol sağlanması güç olan veya ana tümörün ışınlanması esnasında dahi metastaz riski yüksek olan tümörlerde kemoterapiyle eşzamanlı olarak; RT'ye çok duyarlı olmayan (özofagus) veya özellikle RT esnasında metastaz yapma riski azalmayan küçük hücreli (anaplastik) akciğer kanserlerinde kemoterapiyle dönüşümlü olarak; KT'ye duyarlı tümörlerde kemoterapiyle küçülme sağlanarak yine kemoterapiden sonra ışınlama yapılabilir.

Bu kombinasyon ile hem yerel-çevre kontrolünde artış, hem metastazların önlenmesi amaçlanmaktadır.

4. ELEKTROMANYETİK RADYASYONLAR

İvmeli hareket eden yüklerin oluşturduğu, hava, boşluk veya madde gibi ortamlarda bir tür enerji yayılımı olan, elektrik (E) ve manyetik (H) olmak üzere iki alan ve vektörel yöne sahip bütün sinüzoidal dalgalara elektromanyetik radyasyon denmektedir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Elektromanyetik radyasyonun E ve H alanı

Gama ışınlarından radyo dalgalarına kadar yayılmış sürekli bir dalga dizisi, frekanslarıyla ters orantılı elektromanyetik spektrum oluşturur. Spektrumun çeşitli kısımlarına verilen isimler tarihsel nedenlerledir. Bunlar yalnızca ışımının kaynağına göre yapılan bir sınıflandırmayı gösterirler. Işımanın fiziksel karakteri tüm dizide aynıdır. Her bir bölgede ışıınımlar aynı hız ve aynı elektromanyetik karakterdedirler. Aralarındaki tek fark, frekanslarının ve dalga boylarının farklı oluşudur. Tarihsel adlarla anılan bölgeler birbirinin içine girmişlerdir. Fakat yine de bu isimler ışıımaların ortak kaynağını gösterir. Radyo dalgaları ve mikrodalgalar, iletkenlerin içinde hareket eden elektronlardan; kızılötesi ışıımalar, sıcak maddelerden; görünür ışık, çok sıcak maddelerden; morötesi ışıınımlar, elektrik arklarından ve gaz boşalmalarından; X-ışınları elektronların atomlarda yörünge değiştirmelerinden veya ivmeli hareket etmelerinden; gamma ışınları ise, radyoaktif atomların çekirdeklerinden çıkarlar (10).

Elektromanyetik radyasyonların madde ile etkileşimini dalgaboyları belirler. Dalgaboyları küçük, frekansları yüksek elektromanyetik radyasyonlar, enerjilerini etkileştikleri maddeye aktarmak suretiyle, maddedeki atomları doğrudan veya dolaylı

yollarla iyonlaştırabiliyorsa bunlar “iyonlaştırıcı radyasyon”, iyonlaştıramıyorsa “iyonlaştırıcı olmayan radyasyon” olarak tanımlanmaktadırlar.

X ve γ ışınları, iyonlaştırıcı radyasyonu oluştururken; radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızıl ötesi ışık, mor ötesi ışık (ultraviyole) ve görünür ışık gibi spektrumdaki diğer elektromanyetik dalgalar iyonlaştırıcı olmayan radyasyonu oluştururlar.

İyonlaştırıcı olmayan radyasyonun madde ile etkileşimi iyonlaştırıcı radyasyondan farklıdır. İyonlaştırıcı olmayan radyasyonun fotonu maddeyle etkileştiğinde madde uyarılır ve foton, maddenin moleküler yapısına göre değişen diğer bir foton şeklinde yansıtılır. İyonlaştırıcı olmayan radyasyonun dalga boyu 1 nm’den büyük ya da eşittir.

Görülebilir ışığı geçiren maddeler saydam (transparent), yarı geçirgen maddeler yarı saydam (translucent), geçirmeyen maddeler ise opak olarak adlandırılır. Radyoloji pratiğinde kullanılan tanısal amaçlı X-ışınını fazla geçiren vücut yapıları (akciğerler, yağ dokusu gibi) radyolucent, az geçiren vücut yapıları (kemik, kalsifikasyon gibi) ise radyoopaktır.

Bir tam dalganın, birim zamanda (sn) tekrarlanma sayısına “frekans” tekrarlanma süresine periyot denir. Frekansın birimi Hertz (Hz) periyodun birimi saniyedir (sn).

$$f = \frac{1}{T}(\text{Hz}) \quad [4.1]$$

Fizikte önemli sabitlerden biri de ışık hızıdır. Elektromanyetik radyasyonlarda hız sabit olduğundan,

$$\text{Dalga boyu} = \frac{\text{ışık hızı}}{\text{frekans}} = \lambda = \frac{c}{f} \quad [4.2]$$

formülünden değişik radyasyonların dalga boyları belirlenebilir. Elektromanyetik radyasyonlar yolları üzerinde bir maddeyle etkileştiklerinde enerji transferi gerçekleşir ve etkileşme sonrası ikinci bir elektromanyetik dalga oluşur ise, ikinci dalganın enerjisi birinciye göre farklılık gösterir (11,12).

Elektromanyetik dalgaların enerjileri “Eş. 4.3” ile verilir.

$$E = h \times f \quad [4.3]$$

- E : foton enerjisi (J veya eV), f : foton frekansı (Hz)
- h (Planck sabiti) = 6.627×10^{-34} joule saniye = $4,136 \times 10^{-18}$ keV s

Enerji denklemi,

$$c = \lambda \times f \quad [4.4]$$

denklemi ile birleştirilirse,

$$E = \frac{hc}{\lambda} = \frac{12.4}{\lambda} \text{ joule} \quad [4.5]$$

denklemi elde edilir.

Nokta kaynaktan yayılan elektromanyetik radyasyonların şiddeti uzaklığın karesi ile azalır “Eş. 4.6, 4.7”.

$$\frac{I_1}{I_2} = \left(\frac{d_1}{d_2} \right)^2 \quad \text{veya} \quad [4.6]$$

$$I_1 \times d_2^2 = I_2 \times d_1^2 \quad [4.7]$$

Burada I_1 ve I_2 , radyasyonun yayılım alanına dikey birim alandan birim sürede geçen enerji miktarı olan şiddet (yoğunluk-akı), d_1 ve d_2 ise kaynaktan uzaklığı göstermektedir.

4.1. Elektromanyetik Radyasyonların Madde Tarafından Soğurulması

Bu radyasyonların madde ile etkileşimleri başlıca üç ana yolla olur. Bu üç olayın meydana gelişi, atomla etkileşime girecek olan fotonun enerjisine bağlıdır. Elektromanyetik radyasyonlar madde ile fotoelektrik olay, Compton olayı ve çift oluşum olayı şeklinde etkileşirler. İlk ikisinde foton, içinden geçtiği maddenin elektronları ile etkileşime girdiği halde, sonuncuda fotonun soğurulması olayı, içinden geçtiği maddenin güçlü atom çekirdekleri alanı içinde oluşmaktadır. Fotoelektrik olayda elektronun kinetik enerjisi, fotonun enerjisi ile elektronun bağlanma enerjisinin farkına eşittir “Eş. 4.8”.

$$T_e = E_\gamma - B_e \quad [4.8]$$

Compton saçılmasında fotonun çarptığı elektronun serbest ve durgun olduğunu kabul edersek, lineer momentum ve toplam enerjinin korunumundan “Eş. 4.9” bulunur. Saçılan foton gözlenirse, gözlenemeyen β ve ϕ yok edilerek “Eş. 4.10” elde edilir.

$$E_\gamma + mc^2 = E'_\gamma + \frac{mc^2}{\sqrt{1-\beta^2}} \quad [4.9]$$

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + (E_\gamma / mc^2)(1 - \cos \theta)} \quad [4.10]$$

Çift oluşumda foton, elektron-pozitron çifti üreterek kendisi yok olur “Eş. 4.11”.

$$E_\gamma = T_+ + mc^2 + T_- + mc^2 \quad [4.11]$$

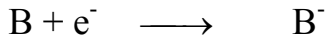
Burada T_+ ve T_- pozitron ve elektronun enerjileridir (13).

İyonlaştırıcı radyasyon bir ortama girdiğinde, ortamdan birincil (primer) elektron ve ikincil (sekonder) elektron kopartılması ile iyonlaşma olayları oluşturur.

Birincil iyonlaşma,



A atomundan kopan serbest elektron (e^{-}), bir “negatif iyon” dur ve diğer bir B atomu ile birleşerek onu negatif iyon haline getirebilir.



B^{-} de bir negatif iyondur. “ A^{+} ve e^{-} ” ya da “ A^{+} ve B^{-} ” iyonlarına iyon çifti adı verilir. İyon çiftlerinin ömrü 10^{-10} saniye gibi çok kısa bir süredir.

Farklı tür iyonlaştırıcı radyasyonlar farklı sayıda iyon çiftleri oluştururlar. Bu farklılık, iyonizasyon yoğunluğu terimi ile tanımlanır. Bir iyonlaştırıcı radyasyonun bir ortam içinde bir cm’lik yol boyunca oluşturduğu iyon çiftlerinin sayısına iyonizasyon sayısı adı verilir.

Eğer ortama giren radyasyon, ortamı oluşturan atomlardan elektron kopartacak kadar yüksek enerjiye sahip değilse, elektronların yörünge değiştirmesine yol açabilir. Bu olaya da “uyarılma” adı verilir ve elektronu yörünge değiştirmiş atoma da “uyarılmış atom” adı verilir. Uyarılan elektron taban durumuna geçerken “Eş. 4.5” ile verilen enerji ile yayılır.

4.2. İyonlaştırıcı Radyasyonun Etki Mekanizmaları

İyonlaştırıcı radyasyon enerjisinin bir ortam tarafından soğurulması, ortam moleküllerinde direk ve dolaylı hasara neden olur. Hasar, kritik molekül atomlarının iyonlaşmasıyla moleküllerin etkinliğini kaybetmesi ya da fonksiyonlarının değişmesiyle direk olarak veya kritik moleküllerde toksisiteye neden olan serbest radikallerin oluşması ve biyolojik etkilerin ortaya çıkmasıyla dolaylı olarak meydana gelir. Bu etkileşimler, ortamda oluşan koparılmış elektronlar ile ortam molekülleri

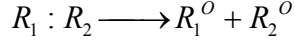
arasında meydana gelir. Bir hücre büyük ölçüde su içerdiği için bir çözelti olarak kabul edilebilir. Radyasyon çözelti içerisindeki kritik moleküllere direk etkiden daha çok dolaylı olarak etki eder. Direk etkide, değişikliğe uğrayan molekül doğrudan doğruya iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalır ve uyarılmış duruma geçer. İndirek etkide ise, iyonlaştırıcı radyasyon sonucu oluşan bazı ara ürünler başka bir dizi kimyasal reaksiyona girerek diğer moleküllerin değişmesine neden olurlar.

4.3. Direk Etki

Radyasyon enerjisinin soğrulmasıyla fotoelektrik ve compton etkileşimleri meydana geliyorsa atomlar direk iyonlaşır. Fotonun, maddenin elektronları ile etkileşmesi sonucu fotoelektrik ve compton olayları oluşurken, çift oluşum olayı, fotonun içinden geçtiği maddenin güçlü çekirdek alan etkileşmeleri sonucu oluşur. İyonlaştırıcı radyasyon tiplerinden yüksek doğrusal enerji transferi (LET) değerine sahip olanlarda direk etki baskındır. Maddeyle etkileşen ve maddeyi iyonlaştıramayan fotondan soğurulan enerji ile atomlar uyarılır (uyarılmış atomlar: kimyasal olarak reaksiyona girmesi çok kolay olan atom ve moleküllerdir). Sonra, atomdaki fazla enerji, moleküldeki zayıf bağlı kısma transfer edilerek bağ kırılmalarına neden olabileceği gibi, “Eş. 6.5” ile verilen enerjiye sahip dalga olarak da yayılabilir (14,15).

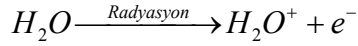
4.4. Dolaylı Etki

Uyarılmış veya iyonlaşmış moleküller içerdikleri fazla enerjiyi, molekül atomlarını bir arada tutan bağları koparmak suretiyle atarak bu bağ oluşturulan iki elektrondan birer tanesini yanında sürükleyen iki serbest radikal haline gelir. Serbest radikal oluşumları, lipid peroksidasyon zincir reaksiyonları ve başta intestinal kanamalar olmak üzere miyokardial iskemi karsinogenezis, katarakt oluşumu solunum düzensizliği, DNA zincir kırılması, mutajenik ve karsinojenik etkiler oluşturduğu saptanmıştır (16,17).

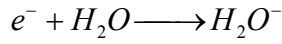


Enerji transferiyle molekül parçalanarak serbest radikaller oluşur, böylece radyasyonun dolaylı etkisi ortaya çıkar. Bu serbest radikal, kendine bir eş arayan “bekar” bir elektrona sahip, elektriksel açıdan yüksüz ve son derece reaktif (radikalin son yörüngesinde bir elektron bulunduğundan kimyasal reaksiyonlara girmesi kolaydır) bir atom veya moleküldür.

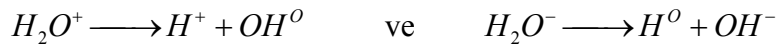
Biyolojik sistemlerdeki temel molekül sudur. Su genellikle radikal formasyonun çoğalması için ortam oluşturur. Fotonlardan soğurulan enerji ile su molekülleri, iyonlaşırlar ve pozitif yüklü su molekülü ile hızlı bir serbest elektron oluşur.



Bu serbest elektron, su içinde bir başka su molekülü tarafından yakalanıncaya kadar yol alır ve bu su molekülü ile birleşerek onu negatif bir su molekülü haline getirir.

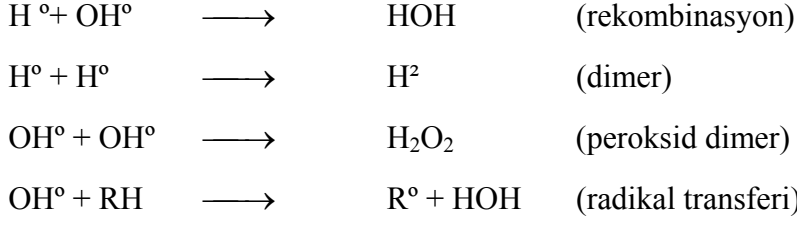


Bu reaksiyonlar sonunda oluşan H_2O^+ ve H_2O^- kararlı değildirler ve herbiri parçalanarak bir iyon ve bir serbest radikal oluşturur.

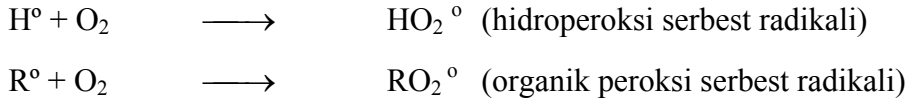


H^+ bir artı iyon OH^- ise bir eksi iyondur, H^+ ile OH^- bir iyon çiftidir. Serbest radikaller elektronik ve orbital dengeye gelmek için kolayca yeniden birleşirler.

Bununla birlikte yüksek radyasyon etkisinde çok sayıda oluştuklarında orbital denge, hidrojen radikal dimerizasyonu ve toksik hidrojen peroksit (H_2O_2) formasyonu ile sağlanabilir. Radikal, hücrede organik bir moleküle de transfer edilebilir.



Ortamda çözülmüş oksijen varlığı, reaksiyonu, yaşam süresi ve stabilitesi daha fazla olan diğer serbest radikaller oluşacak şekilde değiştirebilir.



Yukandaki bağıntılar irdelenecek olursa ortaya çıkacak başlıca reaksiyon ürünlerinin hidrojen, hidroksil iyonları ve serbest radikaller olacağı görülür. Hidrojen ve hidroksil iyonları, normal olarak canlı hücrelerde mevcuttur ve radyasyon zararlarına katkıları yoktur. Örneğin iki OH° radikali birleşerek hidrojen peroksiti oluştururlar. Benzer reaksiyonlar, hücrenin diğer bileşenleriyle de oluşabilir. Bu tür reaksiyonlar, dokularda uyarılmış iyonlar, uyarılmış moleküller ve diğer tür serbest radikallerin oluşmasına neden olurlar (18). Radyasyonun oluşturduğu hücre hasarlarının serbest radikal oluşumları aracılığı ile meydana geldiği kanıtlanmıştır.

Basit serbest radikallerin (H° veya OH°) ve iyon çiftlerinin (H^+ ile OH^-) yaşam süreleri 10^{-10} saniye gibi çok kısadır. Genel olarak çok reaktif olmalarına rağmen oluşum yerlerinden hücre çekirdeğine ulaşacak kadar ortamda bulunamazlar. Bununla beraber hidroperoksi serbest radikalinde olduğu gibi oksijen ile oluşan serbest radikaller nötral formlara kolayca yeniden dönüşmezler. Bu daha stabil formlar, ciddi hasarın oluşabileceği hücre çekirdeğine ulaşabilecek kadar yeterli süre ortamda kalırlar. Bir biyolojik moleküle serbest radikal transferi, moleküle bağ kırığına veya molekülün anahtar fonksiyonunu kaybetmesine neden olabilecek düzeyde hasar verici olabilir. Ek olarak, organik peroksi serbest radikali, radikali bir molekülden diğerine transfer edebilir ve bu transferin olduğu moleküllerin herbirinde hasar oluşur. Böylece toplam etki tek bir iyonizasyon veya bağ kırığından çok daha

fazla olabilir. Radyasyonla oluşan hücre hasarının % 20-30'u doğrudan, % 70-80'i dolaylı yolla olmaktadır.

4.5. Radyasyonun Hücreye Etkisi

İyonlaştırıcı radyasyonun etkisiyle hücrede oluşan hasarlar üçe ayrılır.

i) Öldürücü (lethal) hasar : Hücrede oluşan hasar tamir edilemez ve hücrenin yaşamsal fonksiyonları etkilenir. Ani hücre ölümü için 200-300 Gy'lık doz gereklidir. Klinikte uygulanan 2 Gy civarındaki bir seanslık dozlarda ise, hücre birkaç mitoz gösterdikten sonra bölünme yeteneğini kaybeder. Bu olay, zaman içinde nispeten gecikmiş bir ölüm olarak tarif edilir. Işın tedavisine başladıktan ancak bir süre sonra tümörde küçülme görülmesi bu nedenledir,

ii) İkinci derecede öldürücü (sublethal) hasar : Tek başına ölümcül (letal) değildir ve tamir edilebilir. Ancak subletal hasarın çok sayıda olması hücre ölümüne neden olabilir.

iii) Potansiyel letal hasar : Eğer hücre bölünmesi kısa bir zaman içinde meydana gelirse ölüme yol açan, ancak bölünme gecikirse tamir edilebilen hasarlardır (8).

4.5.1. Radyasyon hasarına etki eden faktörler

Radyasyona bağlı hasar derecesini değiştiren bir çok çevresel faktör vardır. Fiziksel faktörler doz hızı, dozlar arasındaki süre, radyasyon tipi ve ısıdır. Ayrıca bir çok kimyasal maddeler radyasyon etkisini değiştirebilir.

Fiziksel faktörler:

Doz hızı ve dozlar arasındaki süre:

Genel olarak radyasyon dozunun daha düşük hızda verilmesi ve radyasyon dozları

arasındaki sürenin arttırılması biyolojik sistemleri daha dirençli hale getirir. Bunun nedeninin ikinci derecede öldürücü lezyonların yeni lezyonlar çıkmadan onarılması olabileceği düşünülmektedir. Öldürücü sonuca neden olması için kısa zaman periyodunda DNA veya kromatin yapıda pek çok hasar oluşmalıdır. Bu olaylar uzun zaman periyotları ile birbirinden ayrılmış ise doğal onarım olabilir ve hücre yaşar. DNA’da tek zincir kırığı genellikle bir saatten kısa sürede onarılabilir fakat çift zincir kırıklarının onarılması güçtür. Sürekli ışınlama altında hücrenin ışın duyarlılığı doz hızına göre değişmektedir. Çeşitli hücre kültürlerinde, saatte 12 Gy veya daha yüksek doz hızlarında ışınduyarlılığı farklılık göstermez yani sabittir. Ama bunun altındaki değerlerde doz hızına bağlı duyarlılık, üç biyolojik olay ile ortaya çıkar.

- i) Hücre tamiri, 6 Gy/saatin altındaki hızlarda önemli hale gelmektedir
- ii) Hücre bölünmesi ise ancak 0,06 Gy/saat gibi çok düşük seviyedeki doz hızlarının altında gerçekleşebilir.
- iii) 0,3 Gy/saatin üstündeki debilerde hücre siklusunda ilerleme durmaktadır.

2 Gy/saat’in altındaki doz hızlarında yapılan brakiterapide hücre tamiri ön plana geçmektedir. Doz değiştirilmeden doz hızının düşürülmesi halinde, tümör hücrelerindeki etkide büyük bir değişiklik olmazken, sağlam dokular üstündeki ışının geç etkileri azalmaktadır.

İyonlaştırıcı ışının sağlam ve tümörlü dokular üzerindeki farklı etkileri yalnızca belirli bir doz aralığında ortaya çıkmaktadır. Bu durumda yüksek doz bir defada verilmek yerine fraksiyonlar halinde verilirse sözü edilen farklı etkiler gözlenebilir. İyonlaştırıcı radyasyon bu özelliği sayesinde kanser tedavisinde kullanılır. Bu nedenle ışın tedavisindeki en önemli kriter fraksiyon dozu’dur. Bir fraksiyonda verilen doz tümörlü dokunun çoğalmasını engelleyecek ve onu öldürmeye yetecek kadar, ancak sağlıklı dokularda tamir edilemeyecek hasarlara neden olacak miktarın altında olmalıdır. Bir önemli nokta da fraksiyonlar arasındaki zaman’dır. Tümöre yeterli dozu vermek ve toplam tedavi süresini mümkün olduğunca kısa tutmak için iki fraksiyon arası uzun olmamalıdır. Ancak bu sürenin çok kısa olması durumunda,

sağlıklı dokular hasarları onaramadan sonraki doza maruz kalırlar ki, bu durum sağlıklı dokuların ölümüne yol açacağından dolayı istenmez. Fraksiyonların hafta içi her gün aynı saatte uygulanması ile bu iki faktörün makul derecede kalması sağlanır.

Işın tedavisinin belirli bir süre içinde eşit dozda fraksiyonlara bölünerek verilmesi üç biyolojik olayı ön plana çıkarır.

- a) Hücre tamiri (restorasyon) : Fraksiyonlar arasında ikinci derecede öldürücü hasarın tamiri gerçekleşir.
- b) Sağ kalan hücrelerin çoğalmasında artış (repopülasyon) olur.
- c) Zehirleyici (Hipoksik) tümör hücreleri daha fazla oksijenle temasa geçer (reoksijenasyon).

Radyasyon kalitesi:

Yüksek LET yapan radyasyonun geçtiği maddenin birim uzunluğuna daha büyük miktarda enerji aktardığı için, kısa bir zaman periyodunda ve yakın aralıklar ile birçok lezyon oluşturma olasılığı yüksektir. Bu nedenle aynı toplam dozdaki yüksek LET (iyonlaştırıcı radyasyonların gittikleri yol boyunca birim uzaklık başına neden oldukları enerji salımları) yapan radyasyon, düşük LET yapan radyasyondan öldürme etkisi açısından daha etkilidir. Aynı dozda verilmesine rağmen ışınlar arasında görülen biyolojik etki, kullanılan ışının özelliğine göre farklı olmaktadır. Işın kalitesi denilen bu faktör, biyolojik relatif etkinlik (RBE) ile ifade edilir. RBE, referans olarak seçilen yüksek enerjili X ışınlarında belli bir biyolojik etkiyi (% 50 hücre ölümü) elde etmek için gerekli doz (D_{ref}) ile, ele alınan ışın için gerekecek doz (D_{test}) arasındaki orandır.

$$RBE = \frac{D_{ref}}{D_{test}} \quad [4.12]$$

RBE esasında LET ile ilgili bir orandır. LET, ortama her birim mesafede transfer edilen enerjidir yani iyonlaştırma sayısıdır.

Isı:

Yüksek ısıda hücrelerin çoğu radyasyona daha duyarlı iken kromozom kırık sayısı düşük ısıda daha fazladır. Bu muhtemelen düşük ısılarda DNA onarım sürecinin yok olması nedeniyledir. Öldürücü etki için daha yüksek ısılarda hücreler radyasyona daha duyarlıdır. 42 derecenin üstündeki sıcaklıklar hücre için öldürücüdür. Isı, hücrelerdeki ikincil derecede hasarın tamirini önler ve oksijene bağımlılığı büyük ölçüde azaltır.

5. BİRİMLER

Radyasyonun oluşum, yayılım ve bir ortam ile etkileşmesi sırasında, radyasyonu veya enerjisini tanımlayan birimler Çizelge 5.1’de verilmiştir.

Çizelge 5.1. Özel birimlerin SI birimlerine dönüşüm tablosu

Büyüklik	SI Birimi	Özel Birim	Dönüşüm
Aktivite	Bq sn ⁻¹	Ci	1 Bq = 27,03 x 10 ⁻¹² Ci 1 Ci = 3,7 x 10 ¹⁰ Bq
Işınlama	C/kg	R	1 C/kg = 3,876 x 10 ³ R 1 R = 2,58 x 10 ⁻⁴ C/kg
Soğurma	Gy J/kg	rad	1 Gy = 100 rad 1 rad = 10 ⁻² Gy
Doz eşdeğeri	Sv J/kg	rem	1 Sv = 100 rem 1 rem = 10 ⁻² Sv

Bir elektronun bir voltluk gerilim altında kazanacağı enerji 1 eV tur.

Fotonlar havadaki atomlar ile bir çok kez etkileşirler ve her etkileşimde serbest elektronlar üretilir. Bu ikincil elektronlar da iyonlaşma meydana getirebilirler. Havanın m kütlesinde oluşan iyonlardaki toplam Q elektrik yükü poz (exposure) X olarak tanımlanır ve γ ışınlarının ve kaynakların aktiflikleri tamamen farklı olsa bile, aynı pozu oluşturan γ ışını kaynakları aynı şiddetli olarak kabul edilir. Poz

$$X = \frac{Q}{m} \quad [5.1]$$

dir ve SI birim sisteminde kg başına Coulomb olarak ölçülür. Röntgen birimi (R) 0 C^o ve 760 mm basınçta 1 esb kadar iyonlaşma yükü oluşturan poz olarak tanımlanır. Böylece,

$$1 R = \frac{1 \text{ esu}}{0,001293 \text{ g}} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad [5.2]$$

dır. Her iyonun elektrik yükü, bir elektrik yük birimi olduğuna göre 1R, 1 kg havada $1,61 \times 10^{15}$ iyon veya 1 cm^3 'ünde $2,08 \times 10^9$ iyon oluşması demektir. Havada bir iyon oluşturmak için yaklaşık olarak ortalama 34 eV gerekmektedir ve böylece 1R'lik bir poz havada $7,08 \times 10^{10} \text{ eV/cm}^3$ veya $0,113 \text{ erg/cm}^3$ ya da 88 erg/g'lik enerji soğurulması oluşturur. Bir γ ışını ile üretilen iyonlaşma γ 'ların enerjilerine bağlıdır. Havada her iyon oluşumu için 34 eV gerektiği için 1 MeV enerjili γ ışınının ortalama 30 000 civarında iyon meydana getirmesi beklenir.

İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan havadan başka materyallerin enerji soğurma hızı farklıdır. Bu nedenle değişik maddelerde iyonlaşma ile enerjinin soğurulmasının tanımlanmasında bir standardın olması gerekmektedir. Bu niceliğe, soğurulan doz (D) denir ve maddenin birim kütlesi başına iyonlaştırıcı radyasyon tarafından depo edilen enerjinin bir ölçüsüdür. Soğurulan dozun en yaygın kullanılan birimi rad (radiation absorbed dose) olup 1 gram madde tarafından 100 erg'lik enerji soğurulmasına eşittir (havada $1R=0,88 \text{ rad}$) soğurulan doz için SI birimi gray (Gy)'dir ve kilogram başına madde tarafından 1 joule soğurulmasına eşittir.

Belirli bir radyasyonun biyolojik sistem üzerindeki etkisi radyasyonun soğurulan doz ve kalite faktörüne (QF) (birim mesafede aktarılan enerji) bağlıdır. Doz eşdeğeri (DE), bu iki niceliğin çarpılmasıyla elde edilir.

$$DE = D \times QF \quad [5.3]$$

Doz D, rad cinsinden ölçüldüğünde doz eşdeğeri, rem (roentgen equivalent man) cinsinden ölçülür. D için SI sisteminde gray kullanılırsa doz eşdeğeri birimi sievert (Sv)'dir. $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ olarak alınır (19).

6. X - IŞINLARI

Basıncı 10^{-3} mmHg'ya kadar düşürülmüş cam bir tüpün içine yerleştirilmiş anot ve katot levhaları arasına çok yüksek elektriksel gerilim ($10^6 - 10^8$ volt) uygulanır. Kinetik enerji kazanarak katodu terk eden hızlı elektronların, anot üzerine yerleştirilen erime sıcaklığı yüksek bir metal hedefe çarpması sonucu X ışınları oluşur. Hedef metale çarpan elektronların kinetik enerjilerinin %99'u ısıya, %1'i X ışınlarına dönüşür. Tüp üzerine açılan pencerelerinden çıkan ışınları denetim altına almak için kolimatör yerleştirilir. Meydana gelen X ışınlarının enerji ve dalga boyu hedefin atom kütesine ve katot ışını elektronlarının enerjilerine bağlıdır.

6.1. X-Işınlarının Elde Edilmesi

X ışınları iki yolla elde edilir.

6.1.1. Bremstrahlung (frenleme) X ışını

Bu tip X ışınları hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı (Tungsten, molibden vb.) hedefe çarpıp birdenbire durdurulmaları sonucunda meydana gelir. Yüksek hızlı elektron hedef çekirdeğinin yanından geçerken, coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yolundan sapabilir ve enerji kaybeder. Kaybedilen bu enerji boşluğa elektromanyetik radyasyon olarak yayılır. Elektron tungsten hedef içinde bir veya birden fazla bremstrahlung etkileşmesine uğrayıp, enerjisini kısmen yada tamamen yitirir. Fotonun yayılma yönü hedefe düşen elektronların yönüne bağlıdır. Bu etkileşme sonucu oluşan X-ışınları spektrumu sürekli'dir. Elektron tarafından atom başına enerji kaybetme oranı, atom numarasının karesiyle (Z^2) orantılıdır. Yani bremstrahlung oluşumu hedef maddesinin Z'si ile değişir.

Karakteristik radyasyonun dalga boyu her element için sabit olmasına karşın, kesintisiz radyasyon birçok dalga boyunu içerir.

6.1.2. Karakteristik X ışınları

Bir etkiyle atom yörüngelerinden birinde oluşan boşluklar daha üst yörüngelerde bulunan elektronlar tarafından doldurulur. Bu esnada ortaya çıkan radyasyon sürekli spektrum çizgileri üzerinde keskin şiddet maksimumları ortaya çıkarır. Bunlara karakteristik X ışınları denir.

Değişik atomların elektron enerji seviyeleri de farklıdır. Bu yüzden her atomun karakteristik radyasyonu o elektron yörüngesi için özeldir.

Bir X ışını tüpünde anot katot arasındaki gerilimin değerine bağlı olarak bremsstrahlung X ışınlarının oluşturduğu bir sürekli tayf, anot cinsine bağlı olarak da keskin çizgili karakteristik tayf görülür.

6.2. X Işınlarının kalitesi ve şiddeti (HVL)

Tüpe uygulanan akım (mAs) arttıkça katoddan çıkan elektronların sayısı artar. Her elektronun bir X ışını fotonu oluşturduğunu farz edersek, akımın artmasıyla foton adedi de artacaktır. Fotonların enerjisi kV ile sabittir, bu nedenle akımın artmasıyla x ışını huzmesinin enerjisi değişmemekte, fakat fotonların sayısı dolayısıyla şiddeti artmaktadır.

X ışını demetini oluşturan fotonların enerjileri, yani dalga boyları bu ışın demetinin kalitesini belirler. Tüpe uygulanan gerilim ne kadar artarsa fotonların dalga boyu da o derecede kısalır. O halde gerilimin değeri bize ışın demetinin özelliği hakkında bir bilgi vermelidir. 100kV ile elde edilen X ışınlarının enerjisi 250 kV ile elde edilenlerden çok daha düşüktür. Tüplerin yapılış özelliğine bağlı olarak düşük enerjili fotonların bir çoğu daha tüpten çıkarken tutulurlar. Bu yüzden aynı kV uygulanan iki değişik tüpün X ışını spektrumu simetrik olmayacaktır. Yine de X ışını demetinin kV ile belirtilmesi günlük uygulamada en çok kullanılan yoldur.

X-ışınları bir cismin içinden geçerken fotonların birçoğu soğurulur. Bir ışın demetindeki foton sayısını yarı değerine indiren madde kalınlığına “yarı değer kalınlığı” (*half value layer, HVL*) denir. Işın demetinde N foton varsa, bu demet 1mm kalınlığında bakırdan geçtiğinde foton sayısı $N/2$ olursa bu ışının HVL’si 1 mm bakırdır. Sert, yani yüksek enerjili ışınlar daha az soğurulurlar. Bu yüzden onları yarı değerine indirmek için daha kalın maddeler gerekir. HVL ışının sertliğini belirtmekte kullanılan en yaygın ve geçerli yoldur. HVL’si 3mm bakır olan ışın demetinin sertliği HVL’si 1mm bakır olan ışınlardan çok daha fazladır.

7. YÖNTEM, GEREÇLER, KALİTE KONTROL, KALİBRASYON, BULGULAR

7.1. Yöntem

Bu çalışmada General Eelectric marka Saturne-41 model Lineer hızlandırıcı cihazı ile bu cihazda elde edilen 6 ve 15 MV foton enerjileri kullanıldı. Metre, su terazisi gibi ölçüm gereçlerinin kontrolü hastanede yapıldı. Kalite kontrol işlemlerinde kullanılan iyon odası, dozimetre, barometre gibi hassas cihazların kalibrasyonları ilgili kurumlara, ölçümlere başlamadan önce yaptırıldı. Elektrik, mekanik kontroller yapıldıktan sonra, dozimetrik kalite kontroller, kalibrasyonu yapılmış ölçüm araç-gereçleri ve cihazları ile yapıldı. İnsan vücudunun yaklaşık %70'i su olduğundan su, doku eşdeğeri kabul edildi. Dozimetri çalışmaları, suda veya su eşdeğeri katı fantomda yapıldı.

Radyasyonla tedavi edilen hastaların üzerinde doz dağılımlarını ölçmek mümkün değildir. İnsan üzerindeki doz dağılım bilgileri, dokuya eşdeğer fantomlardaki ölçümler ile elde edilir. Elde edilen temel bilgiler, gerçek hastadaki doz dağılımlarını tahmin etmek için bulunan doz hesaplama sistemlerinde kullanılır. Dozimetre çalışmalarına başlamadan önce her enerji için su fantomunda $10 \times 10 \text{ cm}^2$ simetrik alanda %dd değerleri ile TPR_{10}^{20} değerlerine ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ simetrik alanda r_{max} ve 10 cm derinliklerinde, X ekseni (inplane) ve Y ekseni (crossplane) doğrultularında doz profilleri ölçülerek alan düzgünlüğü ve simetri değerleri gibi kalite kontrol parametrelerine bakıldı.

Cihazın kararlılığı, ışın simetresi (beam symmetry), ışın düzgünlüğü (beam flatness), enerji istikrarı (energy stability), merkezi doz oranı (central beam dose), tedavi planlama sistemi için gerekli doz profilleri gibi parametreleri ile, hasta tedavisi sırasında kullanılan gereçlerin verilen dozu ne kadar azalttığı tespit edildi. X ışınları için bilgisayarlı tedavi planlama sisteminin istediği medikal fizik verileri alındı. Kanseri tedavisine esas teşkil eden bu veriler düzeltilerek sisteme aktarıldı. Sisteme aktarılan medikal fizik verileri gözden geçirildikten sonra, dozimetri yapılarak

doğrulandı, böylece kalite güvencesi sağlanmış oldu. Doğrulan veriler kullanılarak foton tedavi planlaması yapılmaya başlandı. Hasta tedavi planlarında, optimizasyon sağlanmaya çalışıldı.

7.2. Gereçler

7.2.1. Satürne-41 lineer hızlandırıcı

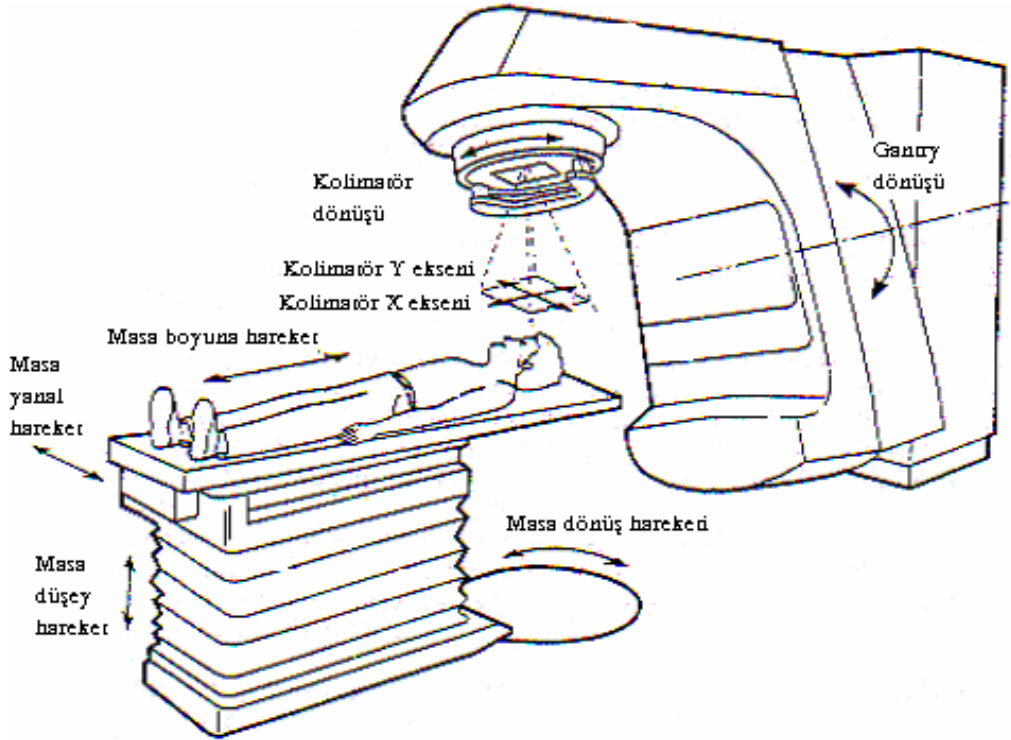
Bir elektronik alet olarak hızlandırıcı sıradan bir televizyon tüpü ile birçok benzer özellik gösterir. Her ikisinde de, bir yüklü parçacık kaynağına (sıcak bir telden yayılan elektronlar), parçacıkları hızlandırmak için bir elektrik alanına (tv tüpünde 10^4 V ve bazı hızlandırıcılarda 10^7 V), ışının doğal eğilimi olan dağılmayı önlemek için odaklama elemanlarına, ışını arzu edilen doğrultuda, seçilen bir malzemeden yapılmış hedef üstüne yöneltmek için sapırtıcılara ve demetin hava molekülleri ile çarpışıp saçılmasını önlemek için bütün elemanları yüksek vakumda tutacak bir odaya gereksinim vardır (19).

Radyoterapinin esasını X-ışınları ile yapılan tedavi teşkil etmektedir. Geleneksel enerji seviyesinde elde edilen x-ışınlarının giricilik kabiliyeti düşük olduğundan, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde, tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokular fazla miktarda doz almakta ve bilhassa cilt reaksiyonları fazla olmaktaydı. Kemik dokusu ile yumuşak doku arasındaki büyük soğurma farkları konvansiyonel X-ışınları ile yapılan tedavide bir sakınca teşkil etmekteydi. Bu sebepten, doku içinde etkilerini azaltacak 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. Bu cihazlar, mikrodalga frekansında duran yada ilerleyen elektromanyetik dalgalarla

çalışmaktadır. İlerleyen dalgalarla çalışan cihazlarda hızlandırıcı tüpün ucunda, gelen dalganın yansımalarını önleyen soğurucu bir sistem vardır. Duran dalgalarla çalışan cihazlarda ise hızlandırıcı tüpün her iki ucunda en fazla yansımayı sağlayacak, böylece yansıyan dalgaların gelen dalgalarla girişime uğramasıyla duran dalgaların oluşturulduğu sistemler vardır. Günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948’de İngiltere ve 1955’de Amerika’da kurulmuştur (20).

3-25 MeV enerjili elektronlar ile tedavi yapılabildiği gibi, elektronların bir hedefe çarptırılmasıyla elde edilen 3-25 MV enerjili x-ışınları ile de kanser tedavisi yapılabilmektedir.

Lineer hızlandırıcılar çoğunlukla toraks, batin, pelvis içindeki derin organ tümörlerinin tedavilerinde kullanılır. Modern bir lineer hızlandırıcı cihazıyla hasta tedavisi temsili olarak Şekil 7.1’de gösterilmiştir.

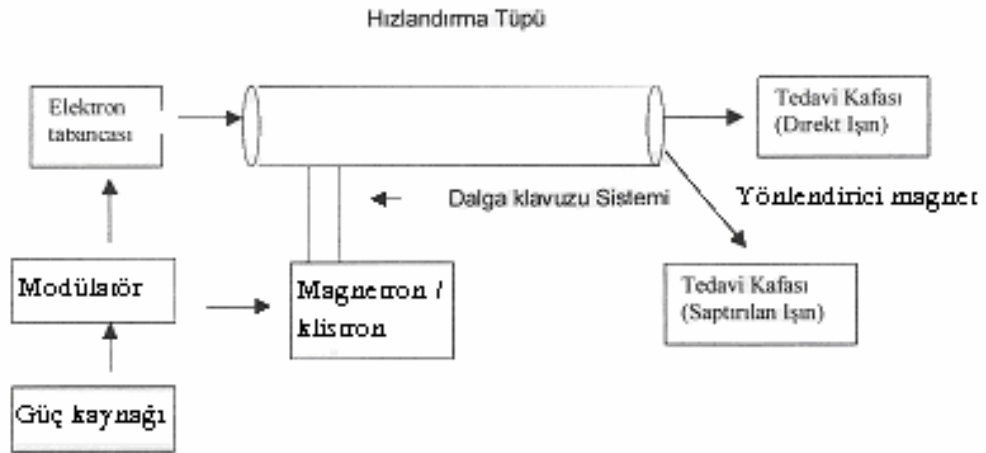


Şekil 7.1. Bir lineer hızlandırıcının genel görünümü

Lineer hızlandırıcılar röntgen tüplerinin çalışma prensipleri ile çalışırlar. Ancak, normal X ışın tüplerinde elektronlar 400 kV'dan fazla hızlandırılamazlar. 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.

Kaynak-cilt uzaklıkları genellikle 100 cm kadardır. Modern lineer hızlandırıcılar, gentri ekseninde 360^0 dönerler ve eş merkezli rotasyon ışınlama tekniklerine uygun yapılmışlardır.

Lineer hızlandırıcılarda, radyoaktif kobalt ünitelerinden daha yüksek enerjili ışınlar, daha keskin ve daha geniş alanlar elde etmek mümkündür. Ayrıca cilt koruyucu özellikleri, kobaltın gama ışınlarından daha fazladır. Lineer hızlandırıcıların bu avantajları olmasına rağmen, maliyetleri yüksek ve bakımları oldukça güçtür. Modern medikal lineer hızlandırıcıya ait blok şema, Şekil 7.2'de verilmiştir.

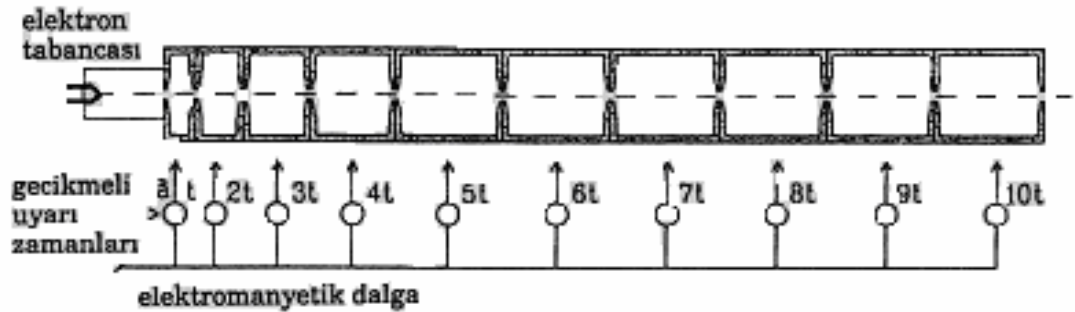


Şekil 7.2. Lineer hızlandırıcı blok şeması

Çalışma prensipleri basitçe şöyledir : Güç kaynağı, merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapılı, impuls (atma) oluşturan şebeke ağı ve hidrojen thyatron lambalarını içeren modülatöre doğru akım verir. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve bir kontrol sistemi, bu akımla belli aralıklarla titreşim oluşturur (mikrodalga). Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmalar magnetron veya

klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. Magnetron, elektromanyetik mikro dalgalar üreten, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. 15 MeV'dan daha büyük elektronlar için klystron kullanılır. Hızlandırıcı (dalga klavuzu=waveguide), silindirik tüpten oluşmuş yaklaşık 10 cm çapındadır. $\frac{1}{4}$ dalga boyu aralıklarla metalik disk veya diyaframdan oluşan seri bakır odacıklardan ibarettir. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanır.

Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile (ışık hızının beşte ikisi kadar) hızlandırıcı bakır tüpün içine gönderilir. Magnetron veya klystrondan çıkan elektromanyetik dalgalar hızlandırıcı tüpe gelir. Böylece, yaklaşık 10 cm çaplı odacıklarda 3000 MHz frekansında titreşimler oluşturulur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu arada elektron tabancasından elde edilen elektronlar, 50 keV ile hızlandırıcı bakır tüpe girer, elektromanyetik dalgalara bindirilir ve odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak hızlanarak ilerler. Bir elektrodun (odacık) içine girmekte olan bir parçacık, ac geriliminin periyodunun yarısına eşit bir zaman için, alan olmayan bir bölgeye sürüklenir. Bu yolla gerilim kutuplanması, parçacığın sürüklenme tüpü içinde geçirdiği süre içinde tersine çevrilir ve daha sonra parçacık, bir sonraki boşluğu geçerken hızlandırılır (19). Son odacıktan çıktığında elektronların hızları her odacıkta aldıkları hızların toplamına eşit olur. Bu işleme lineer hızlandırma denir (Şekil 7.3).



Şekil 7.3. Elektron tabancası ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü

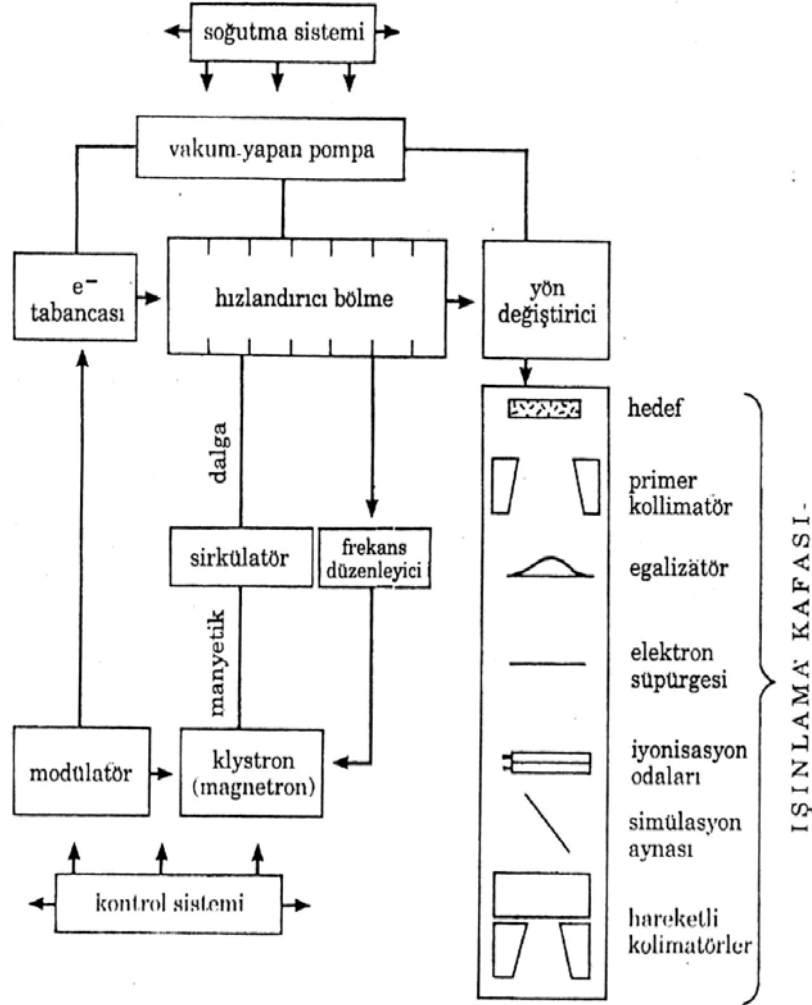
Hızlandırıcı, içinde bir rezonans elektromanyetik sabit dalga bulunan bir boşluk olarak düşünülebilir. Yüksek enerjiler ve yüksek akımlar için bir ilerleyen dalga kullanmak daha verimlidir. Bu ilerleyen dalganın tepe noktasında, parçacıkların hızlandırıcının boyunu, sanki bir sörf tahtası ile okyanus dalgasının tepesinde gezinirmiş gibi katettiklerini hayal edebiliriz. Dirençsel kayıplar yüksek olduğundan, bu ilerleyen dalgayı sürdürmek için, hızlandırıcı boyunca düzenli aralıklarla güç verilmelidir. Bu nedenden ötürü hızlandırıcılar, sürekli bir demet yerine pulslu bir moda çalıştırılırlar. Pulslu moda güç, sadece zamanın küçük bir kesri içinde sağlanmalıdır (19).

Lineer hızlandırma odalarına iletilen titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olmasını sağlamak, frekans düzenleyicisi ve lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutarak daha önce oluşturulan vakumu sağlamak için vakum pompası kullanılır. Elektronları bir demet halinde toplamak ve bu halde hedefe göndermek için manyetik odaklayıcılar kullanılır. Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcının çıkış penceresinden, en yüksek enerjilerini kazanarak, 3 mm çapında kalem huzme olarak çıkarlar. Enerjileri yaklaşık 5 MV/metre'dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, bu huzme, tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mıknatıs (bending) ile 90^0 veya 270^0 saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir. Buradan da hedefe (target) veya yapının dışına verilir.

Elektron demetleri enerjilerine göre yüzeysel, orta ve derin tedavide kullanılırken, X-ışın demetleri ise derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Lineer hızlandırıcılarda çıkan ışınların odak noktası çok küçüktür (2-3 mm). Bu nedenle radyasyon demetinin sınırları keskindir.

Elektronlar, tungsten gibi yüksek atomik sayılı bir metalden oluşmuş hedefe çarpıtılarak frenleme (Bremsstrahlung) X-ışını elde edilir. Bremsstrahlung fotonun yayılım yönü gelen elektronun enerjisine bağlıdır. Gelen elektronun kinetik enerjisi 100 keV'den az ise, X-ışının yayılımı tüm doğrultularda az veya çok eşittir. 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. lineer hızlandırıcılarda X ışınları demeti heterojen dağılıma sahiptir. Şekil 7.4’de modern bir lineer hızlandırıcı şeması görülmektedir.



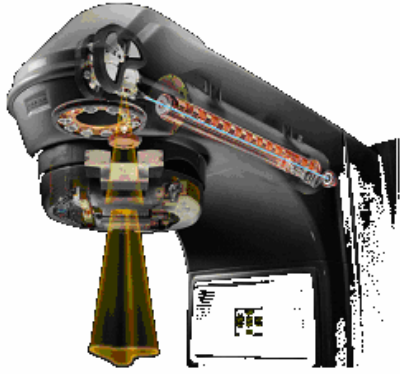
Şekil 7.4. Modern bir lineer hızlandırıcı şeması

Cihazın kafa kısmı şu bölümlerden oluşur:

- X ışın üretimi halinde, elektron hüzmesinin çarptırıldığı tungsten hedef. Bütün elektronlar hedefte durdurularak frenlenme X ışınlarını oluştururlar.
- Işın hüzmesinin çapını tayin eden dairesel ilk kolimatör.

- X ışınlarını homojen hale getiren koni şeklindeki “egalizatör” denilen filtre.
- Elektron demetini homojen hale getiren (elektron ışınlaması halinde, yani tungsten hedefin kullanılmadığı durumlarda devreye girer) manyetik alan oluşturan difüzör veya “elektron süpürgesi”. Bu, elektronların homojen şekilde dağılmasını sağlar.
- Verilen dozun iki ayrı iyon odasında ölçülerek ışın demetinin şiddetini ve simetrik olup olmadığının kontrolünü sağlamak için iki ayrı iyonizasyon odası.
- Tedavi sahalarının tayini için hareketli çenelerden yapılmış olan ikincil kolimatör.

Gentri : Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağının yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde dizayn edilirler. Gentri yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatörde alanın merkezinden geçen dik eksen etrafında döner. Gentri’nin dönme eksenini ile kolimatörün dönme eksenlerinin kesiştiği noktaya eşmerkez (isocenter) denir. Şekil 7.5’de bir gentri ve bağlantıları görülmektedir.



Şekil 7.5. Gentri (Lineer hızlandırıcı ışınlama kafası)

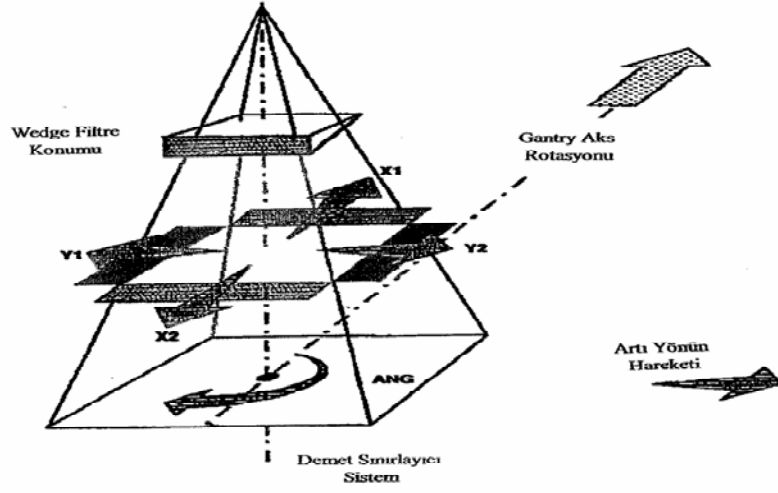
Lineer hızlandırıcıda hedef malzemesi suyla soğutulur. X-ışınlarının en yüksek enerjisi gelen elektronun enerjisine eşittir. Elektron demeti, hasta yüzeyine gelmeden önce tek enerjili olduğundan keV-MeV, X-ışınları ise tek enerjili olmadığından kV-MV cinsinden belirtilir. Elektron modunda, kalem genişliğindeki elektron ışını, tedavi alanı boyunca aynı (uniform) elektron akısı sağlamak için saçıcı tabaka (scattering foil) düzenleyici filtre ile genişletilir. Saıcı tabaka ince bir metalden yapılmıştır ve genelde bu metal kurşundur. Bu tabaka kalınlığı önemlidir. Saçılma

sırasında brems ışınları çıkar. Bu ışınlardan kaynaklanan X-ışını bulaşması % 5 den azdır. Bulaşmayı azaltmak amacıyla tabaka yeterince ince olmalıdır. Yine bu modda elektronların havada saçılmasından dolayı ikinci kez bir kolimasyona gereksinim duyulur. X-ışını modunda yüksek enerjili elektronlar sırası ile önce hedefe, saçıcı tabakaya, düzeltici filtreye (flatening filter) iyon odalarına, gerektiğinde doz telafi kamasına (motorize) ve hareketli kollimatör sisteminden geçerler.

Tedavi başlığı (gentri), kurşun tungsten veya kurşun tungsten alaşımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu metaryel içerir. Radyasyon sızıntısına karşı yeterli derecede kalkan görevi görür. X ışınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık lokalize sistemini kapsar. Elektronların hedefe çarpması sonucu bir kısım enerjileri X ışınına dönüşürken geri kalanı ısı olarak açığa çıkar. Demeti homojen hale getiren düzenleyici filtre; kurşun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların kombinasyonlarından oluşur. Hareketli kolimatör kurşun veya tungstenden yapılmış olup kaynaktan 100cm uzaklıkta 40x40 santimetrekareye kadar (simetrik, ve yarısıda asimetrik) dik açılı olarak tedavi alanını belirler. Işık lokalize sistemi ışık kaynağı tedavi alanının boyutunu saptamak için kullanılır. Işık alanı ile radyasyonun hedef alanı birbiri üzerine düşürülür. Elektronlar için aplikatörler kullanılır.

Düzeltilici filtre simetrik alanlar için yapılmış olup, asimetrik alanlarda kullanıldığında, temel dozimetrik parametrelerde değişiklikler olabilir.

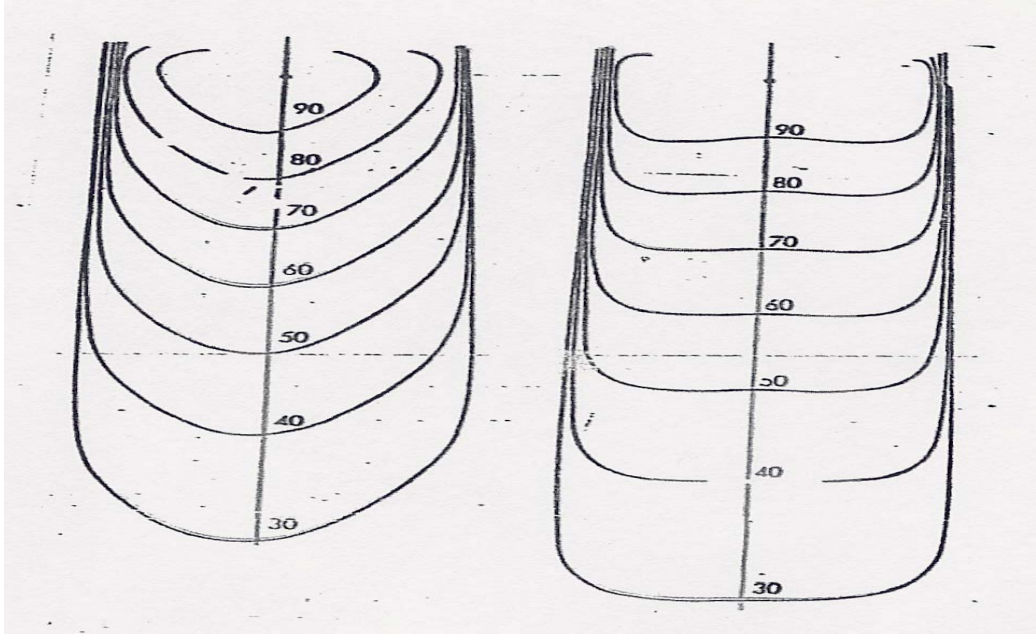
Işın, birincil kolimatör ile şekillendirilip, doz ölçüm birimine (ion chamber) gelir. İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük ve simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür. İkincil kolimatörde bulunan hareketli X ve Y çeneleri ile de tedavi alanları oluşturulur. Saturne 41 lineer hızlandırıcı cihazına ait kama (wedge) ve çenelerin hareket yönleri Şekil 7.6'da gösterilmektedir.



Şekil 7.6. Demet sınırlayıcı sistem (kolimatör)

Asimetrik kolimatörler, lineer hızlandırıcıların ikincil kolimatörlerinin, birbirinden bağımsız hareket etmesini sağlar. Bu şekilde, kolimatörün bir tarafının kapatılması ile asimetrik alanlar elde edilir. Çenelerden birinin, karşı taraftaki çene ayarını etkilemeden kolimatör eksenine kadar kapatılması ile elde edilen asimetrik alanın boyutları, orijinal simetrik alanın boyutlarından daha küçüktür.

Asimetrik kolimasyonun doz dağılımına etkisi ilk olarak Loshek tarafından açıklandı. Loshek çalışmasında off-axis (merkezi eksen kayması) ışın kalitesindeki ve kolimatör saçılmasındaki değişimlerin neden olduğu izodoz dağılımındaki etkileri gösterdi. Bu değişimlerin demet düzeltici filtrenin etkisiyle ortaya çıktığını gösterdi. Demet düzeltici filtrenin şekli, damla şeklindeki birincil ışın hüzmelerini alan boyunca düzleştirmek için merkezden kenarlara doğru incelen bir yapıda tasarlanmıştır. Bundan dolayı asimetrik alanlarda ışın kalitesinde azalma görülür. Demet düzeltici filtrenin izodoz dağılımı üzerinde oluşturduğu etki Şekil 7.7’de gösterilmektedir.



Şekil 7.7. 10 MV X-ışını demeti için demet düzeltici filtrelili izodoz dağılımı sağda, filtresiz izodoz dağılımı solda gösterilmektedir.

Simetrik alanların merkezi ışın merkezi ve kolimatör merkezi ile çakışaktır. Asimetrik alanlarda ise alan merkezi ışın merkezinden belli bir off-axis mesafesi denilen mesafe kadar uzaktadır. Bundan dolayı asimetrik alanların dozimetrik parametreleriyle simetrik alanların dozimetrik parametrelerinde birbirine göre farklılıklar oluşabilir. Bu dozimetrik parametreler:

- i) *%dd*: Artan derinlikle birlikte ışın kalitesindeki değişime bağlı olarak *%dd* değerlerinde azalma görülebilir.
- ii) *Doz verimi*: Asimetrik alanların doz verimini hesaplamak için simetrik alanların doz veriminde düzeltme yapmak gerekir.
- iii) *Penumbra*: Fiziksel ve geometrik penumbra olmak üzere iki şekilde tarif edilir. Fiziksel penumbra *%80* ve *%20* 'lık izodoz eğrileri arasındaki yatay mesafedir. Geometrik penumbra ise kaynak çapı, ölçüm derinliği, SSD ve SAD değerlerine

bağlıdır. Asimetrik alanlarda ise kolimatör yapısından kaynaklanan penumbra değişiklikleri gözlenebilir.

iv) $D_{20/10}$, $TPR_{20/10}$: Bu parametreler enerji tayininde kullanılmakta olup asimetrik kolimatör durumunda nasıl değişeceğine bakılmalıdır. $D_{20/10}$ ölçümünde SSD sabit olup 10 ve 20 cm derinliklerde, $TPR_{20/10}$ ise SAD=100cm sabit olup yine aynı derinliklerde ölçüm yapılır. Ölçüm sonucundaki orandan elde edilen değerler referans değerlerle karşılaştırılır.

Ayrıca tedavi planlama sistemindeki mevcut (simetrik) verilerle uygunluğunun kontrolü yapılmalıdır. Tedavi planlama sistemlerinde asimetrik kolimatör ile tedavi planlaması yapılabilecek algoritmaların olması gereklidir.

Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılar, tıbbi avantajlara sahip olmasına karşın, kullanımlarında ve işletilmesinde büyük sorunlar çıkaran cihazlardır. Satıcı ve üretici firmalardan kaynaklanan bakım/onarım sorunlarının boyutları müşteriye ve firmaya göre değişmektedir. Bakım/onarım konusu ciddiyle ön planda tutulmalıdır. Yedek parça temin sorununun mutlaka göz önünde bulundurulması gerekir. Arızalı (down time) olduğu süreler, bir yılın iş günleri göz önüne alındığında en fazla %10 düzeyinde olması halinde verimli çalıştığı kabul edilir.

Lineer hızlandırıcı alınırken, 3-boyutlu su fantomu ve enerji problemleri ile, bu 3-D su fantomunun su tankı, 3-D motorize hareketli aksamı, 2-D air scanner, film densitometre aparatı, TPR opsiyonu, dinamik alan ölçümü yapan lineer array aksamı ve iyon odaları gibi ek aksam ve parçaların da alınması gerekir. IMRT opsiyonu alınması durumunda ise mutlaka gerekli dozimetre ve fantomlar da alınmalı, Tedavi Planlama Sistemine IMRT yazılımı da eklenmelidir.

Lineer hızlandırıcı ile birlikte multileaf kollimatör, stereotaktik bağlantı, taşınabilir görüntü aparatı (portable vision), sanal kama filtre sistemi de alınabilir. Lineer hızlandırıcı alınırken, doğrulama (verification) sistemlerinin de olmasına dikkat

edilmelidir. Gelişmiş ve diğer cihazlarla ara yüzey (interface) oluşturularak kullanılabilecek ve yeni gelişmelere açık sistemler tercih edilmelidir.

Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda mutlaka *klystron* tercih edilmelidir. Magnetron genelde stabilitesi daha düşük olup maliyeti daha azdır ve genellikle düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda kullanılır.

Cihaz alımında garantilere ve cihaz performanslarına dikkat edilmelidir. Doğru ve yeterli hassasiyette ölçüm yapılamadığı takdirde cihazı kullanmak mümkün olmadığından dozimetre ekipmanı çok önemlidir.

Çalışmaları yürüttüğümüz Satürne-41 lineer hızlandırıcı cihazında, 6 ve 15 MV foton ışınları ile 6, 9, 12 ve 15 MeV elektron ışınları mevcuttur. Cihazda SSD=100 cm'de alan, foton modunda 2x2 cm²'den 40x40 cm²'ye kadar, elektron modunda trimerler ile 2x2 cm²'den 30x30 cm²'ye kadar açılmaktadır. Simetrik tedavi alanları, cihazdaki sekonder kolimatörlerde bulunan X₁, X₂ ve Y₁, Y₂ hareketli çeneleri (jaw) ile sağlanmaktadır. Cihazda bir adet 60° lik motorize doz telafi kaması (wedge) bulunmaktadır. Doz telafi kaması kullanıldığında alanlar 2x2 cm²'den 20x40 cm²'ye kadar açılmaktadır. Işınlama başlığı (gentri), kolimatör, tedavi masası tabanı ile bu masanın üst kısmı eksenleri etrafında dönebilmektedir. Masa, yukarı-aşağı, sağa-sola hareket edebilmektedir. Cihaz, uzaktan kullanıcı klavye-ekran sisteminden kontrol edilebildiği gibi, cihazın üzerindeki kontrol çubuğundan da kontrol edilebilmektedir. Acil durumlarda ışınlamayı durduracak durdurma (emergency) düğmeleri de mevcuttur.

Standart olarak 100 cm kaynak cilt (Source Skin Distance =SSD) mesafesi olup, atlayarak ışınlama (skip) ve dönerek ışınlama (arc) yapma özellikleri mevcuttur.

Değişik foton enerjilerinin olması bu cihazı RT açısından değerli kılmakta, böylece uygulamada enerji seçme ve uygulama imkanı doğmaktadır (21,8). Resim 7.1'de, bu çalışmada kullanılan General Electric marka Saturne41 model cihaz ve su fantomu verilmiştir.



Resim 7.1. Lineer Hızlandırıcı cihazında ölçüm almaya hazır hale getirilmiş su fantomu ve fantomun suyunu taşıyan su tankı.

7.2.2. RW3 katı su fantomu

Fiziksel yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$, elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ olan RW3 katı su fantomu, %2 TiO_2 içeren beyaz polystrenden $40 \times 40 \text{ cm}^2$ boyutlarında ve 1mm kalınlığında 1 adet, 2mm kalınlığında 2 adet, 5mm kalınlığında 1 adet ve 10 mm kalınlığında 25 adet olmak üzere toplam 29 plakadan oluşur.

Suyun yoğunluğu, kas ve yumuşak doku yoğunluğuna çok yakın yoğunluktadır. Bu yüzden, temel doz dağılımları suda ölçülür. Ölçüm için su ortamının seçilmesinin diğer bir nedeni de tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır. Suda ölçüm yapmanın en önemli dezavantajı kullanılacak olan iyon odası veya diyotların su geçirmez olması gerekliliğidir. Her zaman su kullanmak çok pratik olmayacağından, su eşdeğeri katı fantomları dizayn edilmiştir. İdeal olarak konu edilen materyalin su eşdeğeri olabilmesi için,

- i) Efektif atom numarası,
- ii) Gram başına elektron sayısı,
- iii) Kütle yoğunluğu,

suyla eşit olmalıdır. Ancak megavoltaj foton ışınlarında en baskın etkileşme şekli *compton etkileşmesi* olduğundan kullanılacak olan fantom metaryelinin, sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır.

$$\rho_e = \rho_m \cdot N_A \cdot (Z / A) \quad [7.1]$$

ρ_m : kütle yoğunluğu ; ρ_e : elektron yoğunluğu ; N_A : avagadro sayısı ($6,022 \times 10^{23}$).

Fantom olarak sıklıkla Lucide ve Polystyrene kullanılır (Şekil 7.9).



Resim 7.2. RW3 katı su fantomu



Resim 7.3. Su fantomu sistemi

7.2.3. Rando fantom

Homojen fantomlara ek olarak, insana eşdeğer yapıda tasarlanan ve “random phantom” denen (anthropomorphic fantom=Alderson Random Phantom) fantomlar da üretilmiştir. Vücut dokularının simülatörüdür, dozimetrik uygulamalar için dilimli yapılmış ve vücut şekline uygun dizayn edilmiştir.

Gerçek insan boyutlarında ve gerçek insan yoğunluklarına uygun, sentetik izosiyonat maddesinden yapılmıştır. Yoğunluğu $0,975 \text{ gr/cm}^3$ 'dür. Akciğer yoğunluğu 0,3

gr/cm³ ve kemik yoğunluğu ise 1,2 gr/cm³'dür. 2,5 cm kalınlıkta kesitlerden oluşmuştur. 35 kesitten oluşmakta ve her kesitte absorbe dozu ölçmede kullanılan termo lüminesans dozimetre çiplerini yerleştirmek için uygun delikler vardır.

7.2.4. Welhöffer WP600 3 boyutlu su fantomu

Su fantomu, ışına ait derin doz, profil, doz verimi gibi dozimetrik ölçümlerin yapılmasını sağlayan ve buradan elde edilen verilerin analizini yapan bilgisayar kontrollü sistemdir (Resim 7.3).

Su fantomunda alan ve referans detektörü olarak iyon odası (ion chamber (IC)) 10 model iyon odası kullanılmaktadır. İyon odasının hacmi 0,14 cc'dir. Su fantomunun fiziksel hacmi 58(E) X 61(D) X 53(Y) cm³ ebatlarında olup, mekanik limitleri x=48 cm, y=48 cm, z=48 cm'dir. Duvar kalınlığı ise 1,2 cm'dir. Yazılım (software) olarak WP600C program versiyonu kullanılmıştır. Referans ve alan iyon odaları WP5007 model elektrometreye bağlı olarak kullanılmaktadır. Elektrometre ve bütün su fantomu kontrolleri CU500 model ana kontrol ünitesine, ana kontrol ünitesi ise RS232 tip bilgi iletişimi ile de intel işlemcili bilgisayara bağlıdır (22).

Su fantomu lineer hızlandırıcı cihazı olan her merkezde mutlaka bulunması gereken bir cihazdır. Su tankı olan ve 3 boyutta hareket eden bir ölçüm düzeneği vardır. İyon odası kullanılarak, cihaz çıkışında ve belirli ölçüm tekniklerine göre doz dağılımının profili çıkartılır. Bu doz dağılım tabloları ve profilleri çıkartılmadan cihaz ile tedaviye başlamak mümkün değildir. Tedavi cihazlarının periyodik olarak bu 3-boyutlu su fantomu ile çıkış enerjilerin ve doz dağılımlarının ölçülmesi gerekmektedir.

Kobalt kaynak kullanan cihazı olan merkezlerde bulunması şart olmamakla birlikte, yeni cihaz alınması durumunda, mutlaka ilk doz ölçümlerin böyle bir cihazla yapılması zorunluluğu vardır. Kobaltların çıkış enerjileri çok istikrarlıdır ve lineer hızlandırıcılar gibi sık periyodlarla ölçülmesine gerek duyulmaz (ama yapılmasında yarar vardır).

Bu cihazlarda bulunması gerekli olan ek aksam ve donanımlar şunlardır :

Film densitometre, dinamik alan ölçümü için linear array, 2-D air scanner, motorize 3-D hareket mekanizması, su tankı (tercihan motor pompalı) ve hareketli ve ayarlanabilir bir düzenek. Bu aksama ilave olarak su tankı içinde kullanılacak iyon odaları ve aksamıda alınmalıdır.

Bu sisteme bağlı olarak çalışacak ve verileri analiz edecek bilgisayar donanımı ve yazılımı (hardware ve software) alınmalı, bu verilerin tedavi planlama sistemlerine aktarılabilmesi için gerekli olan, PTW Marka MP3 Model arayüz (interface) gibi bir arayüz ve aksamı temin edilmelidir.

7.2.5. Tedavi düzeyli dozimetre

Her radyoterapi merkezinde bulunması gereken ve her tedavi cihazı için bir adet alınması gereken ölçüm cihazıdır. Bu dozimetresi bulunmayan bir merkeze işletme ruhsatı verilmemektedir. Bu cihaz, tedavi cihazlarının günlük çıkış dozlarının kontrol edilmesi için kullanılır. Tek başına kullanılamadığı için sipariş verilirken aşağıda belirtilen parça ve aksamın mutlaka alınması gerekmektedir.

- Cihaz (Bataryalı ve 220V/50 Hz ile çalışan) ve uzatma kabloları,
- En az 2 adet, uzatma kabloları ile beraber 0.6 cc iyon odası ve kontrol kaynağı,
- RW3 Katı su fantomu (40x40x40 cm standart ölçü ve delikli plakalar dahil)
- Termometre ve barometre,
- Markus tipi elektron iyon odası,
- Bu cihazlar ulusal akredite laboratuvarıda kalibre ettirilmelidir.

Taşınabilir özellikte ve bataryalı olanları tercih edilmelidir. Muhtelif türde ve farklı amaçlı iyon odaları ile kullanılabilir özellikte olmalıdır.

Çalışmalarda kullanılan iki adet büyük pille çalışan Farmer Dozimetre cihazı NE Technology marka 2570/1 modeldir. Cihazda batarya voltajı, test için 10V ve polarizasyon voltajı $250V \pm \%1$ V görülebilmektedir.

İyon odası olarak 0.03cc, 0.6cc, 0.06cc kullanabilme seçenekleri vardır. Düşük ve yüksek okuma hassasiyeti seçebilme düğmesi bulunmakta olup, sıfır ayarı yapılabilmektedir. Ölçümler, doz (Gy) ve yük birimi (nC) olarak yapılabilmektedir. Basınç, sıcaklık ve düzeltme faktörü girilebilmekte olup, dozimetrenin arkasında voltaj bölücü (V, V/2, V/4, V/8) anahtarı ile artı (+) eksi (-) polarizasyon anahtarı bulunmaktadır (Resim 7.4).



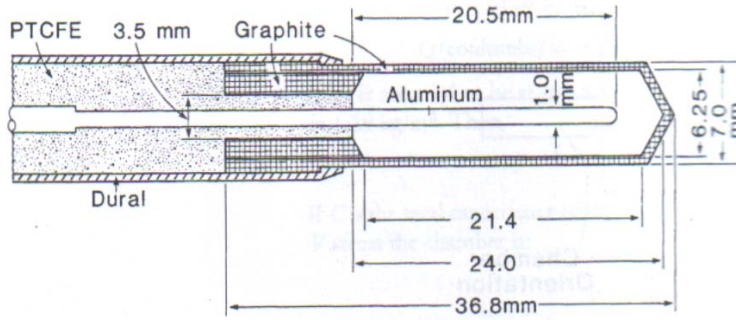
Resim 7.4. NE 2570/1 tipi Farmer Dozimetre

Resim 7.5. Farmer 2571 tipi iyonizasyon odası ve kablosu

7.2.6. İyon odası

2571 tipi 0.6 cc farmer iyonizasyon odası (Resim 7.5), 0.15 MV-35 MV foton, 5 MeV- 35 MeV elektron enerji aralıklarının doz ölçümünde kullanılabilmektedir.

Farmer tipi iyonizasyon odasının saf alüminyumdan yapılmış merkezi elektrodu, yüksük şeklinde saf grafitten ince bir duvardan oluşan dış elektrodu vardır (Şekil 7.. 10 metre uzunluğunda düşük gürültülü triaksiyal TNC konnektörlü kablosu vardır. Dış elektrot iç yarıçapı 6,3 mm, iç elektrot dış çapı 1,0 mm iç elektrot uzunluğu 20,6 mm'dir.



Şekil 7.8. Farmer 2571 tipi iyon odasının geometrisi (Khan)

7.2.7. Tedavip planlama sistemi (TPS)

Işın tedavisi görece hastaların, simülasyon işlemlerinin yapılmasından sonra, kullanılacak cihaza ve uygulanacak tedaviye göre hastaya verilecek dozun hesaplanmasının ve planlanmasının, izodozların çiziminin yapıldığı bilgisayarlı sistemdir. Bu sistemde yazılım (software) ve bu yazılımın içeriği tedavi açısından önemlidir.

Hastaya fraksiyonel doz uygulandığı için, hastanın alacağı günlük doz ve bu dozun dağılımı belirlenir. Hastaya verilecek ışının nasıl verileceği ve en iyi hangi açılarda ve doz telafi kaması/kolimatör konumlarında yararlı olacağı belirlenir. RT merkezlerinin vazgeçilmez bir cihazıdır.

Ülkemizde, eski sistemler 2-boyutlu sistemler olup, yeni açılan merkezlere, artık 3-boyutlu sistemler alınmaktadır. Bu sistemlerin Bilgisayarlı Tomografi (CT) / Magnetik Rezonans (MRI) arayüz-bağlantı (interface) donanımının olması önemli bir özellik olup tedavi planlama sistemi (TPS) satıcısı firmalardan istenmelidir. Bu bağlantının yapılabilmesi için, CT/MRI cihazlarında da yeterli ve gerekli donanım (hardware) bulunması gerekir. Cihazların mutlaka DICOM uyumlu olması istenmelidir. Bu sistemlerde kullanılan akış şeması (algorithm) ve bunların hata oranları çok önemlidir.

PC tabanlı ve hızlı donanımı (hardware) olan sistemler tercih edilmelidir. Sistem ile birlikte uyumlu çalışacak; dijitalyazır, ışıklı kutu, printer, plotter ve arayüz-bağlantı (interface) araçlarının satın alınmasına dikkat edilmelidir. Bu sistemleri kullanacak medikal fizikçiler, mutlaka sistemin eğitimini almalıdır.

Bilgisayar teknolojisinin gelişmesine paralel olarak radyoloji bölümlerinde başlayan görüntü iletimi (Image Transfer) her geçen gün önem kazanmış ve PACS sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. Radyolojide uluslararası DICOM 3 Protokolü kabul edilmiş ve bu protokole uygun cihazlar Radyoloji merkezlerinde yerlerini almıştır.

Radyolojideki bu gelişmenin ardından, RT Merkezlerinde de 1990'lı yıllarda görüntü transferi önem kazanmış ve özellikle Tedavi Planlama Sistemleri Görüntü bazlı planlama işlemleri yapmak üzere tasarlanmıştır. Bu görüntülerin işlenmesi ve tümör konturlarının (tedavi planlama çizimlerinin) belirlenmesi ve aktarılması için sadece RT merkezlerinde kullanılan DICOM RT protokolu geliştirilmiştir. Böylece, tanı (diagnostik) amaçlı radyoloji cihazlarından alınan CT/MRI/PET/CT-SIM görüntüleri bir ağ (*network*) üstünden Tedavi Planlama Sistemlerine aktararak görüntü tabanlı planlama yapılmaya başlanmıştır.

Bu gelişmeye ek olarak yapılan planlamaların doğrudan tedavi cihazlarına aktarılması ve hatta çok karmaşık (kompleks) planlamaların yapıldığı MLC ve IMRT uygulamalarında bilgilerin doğrudan aktarılması kaçınılmaz hale gelmiştir. Bunun sonucunda ise radyoloji bölümlerinde kullanılan PACS sistemine benzer R&V (Record and Verify) olarak adlandırılan doğrulama (verifikasyon) sistemleri doğmuştur. Bu ağ (*network*) sistemleri sayesinde bir RT Merkezinde her türlü verinin ve görüntünün belirlenen birimler ve cihazlar arasında *iletişimi* sağlanmıştır.

Çalışmalarda kullandığımız Target2 tedavi planlama sistemi 2 ve 3 boyutlu planlama yapabilmektedir. Hasta verileri, anatomik modelleme, external demet planlaması, brakiterapi planlaması, doz hacim (volüm) histogramları, elektron ve foton demetleri ile yay (arc) rotasyon planlaması gibi ana gruplardan oluşmaktadır. Target sistemi Unix işletim sistemi tabanlı çalışmaktadır.

Sistemle SAD'li, SSD'li veya rotasyonel tedavi teknikleri kullanılarak, düzenli ve düzensiz alanların MU ve zaman hesapları izodoz çizimleri yapılabilmekte, asimetrik alan için özel bir programı bulunmaktadır. Kullanılan simetrik alanlar için doz verimi ve doz telafi kanadı faktörlerinin girilebildiği bir seçenek tablo sunulmaktadır.

7.3. Kalite Kontroller, Bulgular

7.3.1. GE marka saturne41 model cihaz ile ilgili bazı bilgiler

Fokalize kurşun treyi kalınlığı	≈	9,7	mm
Raket trey kalınlığı (11,91 – 1,31)	≈	10,60	mm
Düz trey kalınlığı (10,06-0,86)	≈	9,2	mm
Hayali kaynak – çapraz tel mesafesi		500	mm
Çapraz tel - fokalize kurşun treyi alt mesafesi	≈	89	mm
Çapraz tel - fokalize kurşun alt mesafesi (10 cm. İçin)	≈	189	mm
Çapraz tel - fokalize kurşun alt mesafesi (8 cm. İçin)	≈	169	mm
Hayali kaynak + raket treyi üst mesafesi (50cm+16,5cm)	≈	665	mm
Hayali kaynak + raket trayi alt mesafesi (665mm+10,60mm)	≈	675,6	mm
Hayali kaynak + düz trayi üst mesafesi (50cm+16,85cm)	≈	668,5	mm
Hayali kaynak + düz trayi alt mesafesi (50cm+16,85cm+9,2)	≈	677,7	mm
Standart kurşun kalınlığı		70,5	mm
Fokalize kurşun kalınlığı,			
10 MV den küçük enerjili fotonlarda		80	mm
10 MV den büyük enerjili fotonlarda		100	mm
Alanlar en küçük iken:			
Hayali Kaynak – X2 Trimmeri Alt Mesafesi		902.52	mm
Hayali Kaynak – X1 Trimmeri Alt Mesafesi		900.72	mm
Hayali Kaynak – Y2 Trimmeri Alt Mesafesi		867.38	mm
Hayali Kaynak – Y1 Trimmeri Alt Mesafesi		868.88	mm

Alanlar en büyük iken:

Hayali Kaynak – X2 Trimmeri Alt Mesafesi	903.14 mm
Hayali Kaynak – X1 Trimmeri Alt Mesafesi	900.6 mm
Hayali Kaynak – Y2 Trimmeri Alt Mesafesi	869.00 mm
Hayali Kaynak – Y1 Trimmeri Alt Mesafesi	868.69 mm

7.3.2. Güvenlik anahtarlarının kontrolü (aylık)

Sistem kapatma düğmeleri (interlock) kontrolleri (aylık):

Sistemi durdurmayı gerektirecek bir durum meydana geldiğinde kullanılmaktadır.

Çizelge 7.1. Sistem kapatma düğmelerinin kontrolü

Sistem Kapatma Düğmesi	Çalışıyor (+) Çalışmıyor (-)	AÇIKLAMA
Elektrik Panosunda	(+)	Işınlama yapılırken basıldığında sistemi tamamen kapatıyor ve yazıcıdan rapor veriyor.
Disket Sürücüsünde (EMERGENCY OFF)	(+)	Işınlama yapılırken basıldığında sistemi tamamen kapatıyor ve yazıcıdan rapor veriyor.
Işınlama Odası (Denetimli Alan) Duvarında	(+)	Işınlama yapılırken içeride bulunmak mümkün olmadığından, ışınlamadan önce basıldığında sistemi tamamen kapatıyor.

Kapı güvenlik anahtarları kontrolleri (günlük):

Işınlamayı durdurmayı gerektirecek bir durum meydana geldiğinde kullanılır (Çizelge 7.2).

Çizelge 7.2. Kapı güvenlik anahtarlarının kontrolleri

Güvenlik Tertibatı	Çalışıyor (+) Çalışmıyor (-)	Açıklama
Gözetimli Alan Kapısı	(+)	Kapının kilidi, anahtarı fonksiyonel. Fizik Mühendisleri ve Teknisyenlerde mevcut
Denetimli Alan Kapısı (dış)	(+)	Basılı kaldığı sürece, tedavi odası kapısı hareketsiz duruyor. Düğme, normal konumuna gelince kapı çalışıyor.
Denetimli Alan Kapısı (iç)	(+)	Basılı kaldığı sürece, tedavi odası kapısı hareketsiz duruyor. Düğme, normal konumuna getirilince kapı çalışıyor.
Denetimli Alan Kapısı Fotoelektrik Devresi (dış)	(+)	Kapı kapanırken, fotoelektrik devresi kesilirse, kapı geçici olarak, kapatma yada açma düğmesine basılıncaya kadar, devrenin kesildiği andaki durumunda kalıyor. Kapı açılırken bu fonksiyon çalışmıyor.
Denetimli Alan Kapısı Fotoelektrik Devresi (iç)	(+)	Kapı kapanırken, fotoelektrik devresi kesilirse, kapı geçici olarak, kapatma yada açma düğmesine basılıncaya kadar, devrenin kesildiği andaki durumunda kalıyor. Kapı açılırken bu fonksiyon çalışmıyor.

Klavve güvenlik anahtarları kontrolleri (günlük):

Işınlamayı yapan operatör tarafından, hastanın hareket etmesi, korumanın oynaması veya beklenmedik başka bir nedenden dolayı ışınlamanın durdurulması amacıyla kullanılır (Çizelge 7.3).

Çizelge 7.3. Klavyede bulunan güvenlik düğmelerinin kontrolleri

GÜVENLİK TUŞU	Çalışıyor (+) Çalışmıyor (-)	AÇIKLAMA
Beam – On	(+)	“Modulator Ready” mesajından sonra basılarak ışınlamaya geçilir.
Beam – Off	(+)	İşinlama yapılırken basıldığında, duruyor. “Restart” ile ışınlamaya devam edilebilir.
Space	(+)	İşinlama yapılırken basıldığında, ışınlamayı durduruyor. “Restart” ile ışınlamaya devam edilebilir.
Denetimli Alan Kapısı Açma	(+)	İşinlama yapılmıyorsa, bu tuşa basıldığında kapı açılır. Bu tuşa, işinlama esnasında basıldığında fonksiyonel değil.
Denetimli Alan Kapısı Kapatma	(+)	Kapı açık iken işinlama yapılamıyor. Kapı, üzerindeki düğmeden başka bu tuşla da kapatılabiliyor.
Denetimli Alan Işıklarını Yakma	(+)	İşinlama esnası hariç, diğer durumlarda bu tuşla denetimli alan aydınlatma ışıkları yakılıp söndürülebiliyor.
Klavye Anahtarı	(+)	Klavye anahtarı, sola çevrilerek off konumuna getirilirse, işinlama yapılamıyor. (CHECK IRRAD. KEY OR EXTERNAL INTERLOCK)

Tedavi masası ve gentri güvenlik anahtarları kontrolü (aylık):

Hastanın tedavi pozisyonları ayarlanırken istenmeyen bir durum olduğunda, işlemi durdurmak amacıyla kullanılır (Çizelge 7.4).

Çizelge 7.4. Tedavi masası ve gentride bulunan güvenlik anahtarlarının kontrolleri

MASA,/GENTRİ GÜVENLİK TUŞLARI	Çalışıyor (+) Çalışmıyor (-)	AÇIKLAMA
Tedavi Masası Emergency sağ	(+)	Basıldığı zaman yapılan işi durduruyor.
Tedavi Masası Emergency sol	(+)	Basıldığı zaman yapılan işi durduruyor.
Gentri Dead Man	(+)	Sıkıştırıldığında ses vererek dönen Gentri’yi durduruyor
El Kumandası Stop	(+)	Stop tuşuna basıldığında yapılan işi durduruyor. Ayrıca el kumandasının hızlı ve yavaş işlem tuşları da mevcut
El Kumandası Kenar Butonlar	(+)	Bırakıldığında kodlanan hareket duruyor
Blok Taşıyıcı	(+)	Fonksiyonel. Çekik konuma getirildiğinde blokların düşmesini engelliyor.

Doz telafi kaması, blok, güvenlik anahtarları kontrolü (aylık):

Açılı tedavilerde, istenmeyen yerlerin ışınlanmaması için, korumaların ve taşıyıcılarının oynamaması önem arz etmektedir (Çizelge 7.5).

Çizelge 7.5. Doz telafi kaması, blok, güvenlik anahtarlarının kontrolleri

Limit (± 2 mm.)	Blok Taşıyıcısı		Fokalize Kurşun Pleksisi		Açıklama
	Raket	Düz	Sabitleyicisi		
Ölçülen kayma (mm.)	0	1	Arkada	Önde	
			2	1	
Kilit Sistemi Fonksiyonel mi	iyi	iyi	iyi		

Haberleşme, izleme, ışınlama bildiri sistemlerinin kontrolü (aylık):

Hasta ile tedaviye alan kişiler arasında haberleşme ve hastanın pozisyonunu takip etmek amacıyla kullanılmaktadır (Çizelge 7.6).

Çizelge 7.6. Haberleşme, izleme, ışınlama bildiri sistemlerinin kontrolleri

Kapalı Devre TV Sistemi / Işınlama İşareti		Çalışıyor (+) Çalışmıyor (-)	Açıklama
PICTURE MONITOR (Seri No: 057544)		(+)	Hastanın yatış pozisyonuna göre açı verilebilir
PICTURE MONITOR (Seri No: 057811)		(+)	Cihaz pozisyonuna göre açı verilebilir
Hasta – Tedavi teknisyeni haberleşme sistemi		(+)	Fonksiyonel
Işınlama Yapılırken Sesli Olarak Kırmızı Yanıp Sönen ve Işınlama Yapılmazken Sessiz Yeşil Yanan Lamba	Kapı üstü	(+)	Fonksiyonel
	Işınlama Monitörü		
	Işınlama Klavyesi		

7.3.3. Gentri , kolimatör ve radyasyon konumlarının kontrolleri

Kaynak masa mesafe göstergesi ($O_{ptic} D_{istance} \dot{I}_{ndicator}$) kontrolü (aylık):

Işınlama kafasında bulunan düzeneğin ışığı tedavi masası üzerine düşmekte ve kaynak-hasta mesafesi bu düzenekle belirlenmektedir. Ters kare kanunundan dolayı duyarlı olmasının büyük önemi vardır (Çizelge 7.7). Tolerans (± 2 mm).

Çizelge 7.7. Kaynak masa mesafe göstergesi kontrolü

ODI Göstergesi (cm.)	Mekanik Ölçüm (cm.)	Sapma (mm)	Açıklama
70	70,1	+1	Masa yukarı-aşağı hareket ettirilerek, kalibrasyonu yapılmış bir metreyle ölçüm yapılır. Kaynak çelik kıl mesafesinin 500 mm olduğu bilindiğinden ve kıllar gentri’de sabit durduğundan, çelik kıllar ile masa uzaklığı, her işlemdede mekanik metreyle ölçüldü. Ölçümler izomerkezde yapıldı.
80	79,9	-1	
90	90,1	+1	
100	100,0	0	
110	109,9	-1	
120	119,9	-1	
130	130,1	+1	
140	140,1	+1	

Lokalizasyon lazerlerinin kontrolü (günlük):

Hastanın hep aynı pozisyonda tedaviye girmesini sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Lazer düzeneği ile ölçüm yapılmaktadır. Ayrıca, çapraz tellerin ışık alanının tam ortasında olduğu tespit edildikten sonra, gentri ve kolimatör için 0° , 90° , 180° , 270° açıları su terazisi ile kesin olarak belirlenip, kolimatör 45° iken gentri açısı 90° ve 270° yapılarak yanal lazerler kontrol edilebilir. Kolimatör 45° ve gentri 0° ayarlanarak da dikey lazer kontrolü yapılır (Çizelge 7.8).

Çizelge 7.8. Lokalizasyon lazerlerinin kontrolü

(Aks noktasına göre ölçüm yapıldı)		Çapraz tellere göre sapma (mm.)	Açıklama Tolerans (± 2 mm)
Enine Lazer	Cihaza göre sağ	0,9	İyi
	Cihaza göre sol	1,7	İkili huzme şeklinde geliyor, sınır değerinin içinde bulunuyor.
Hasta masasına göre boyuna lazer		1	Lazer huzmesi 3 mm. genişliğinde. dar olmalı

Gentrinin dönüş açısı gösterge kontrolü (aylık):

Uygun boyutta su veya dijital terazi ile önce gentri'nin sıfırı, sonra sırasıyla kolimatörün sıfırı, gentri'nin 90° 'si kolimatörün diğer açıları ve gentri'nin diğer açıları ayarlanır. Dijital ve mekanik göstergeler kontrol edilir (Çizelge 7.9).

Çizelge 7.9. Genti dönüş açısı göstergesi kontrolü

Ölçüm, kalibrasyonu yapılmış su veya dijital teraziyle yapılmalıdır. Tolerans = $\pm 1^\circ$				
Gentri Dönüş Açısı	Analog Gösterge (d°)	Dijital Gösterge (d°)	Ölçüm sonucu Sapma(d°)	Açıklama (Limitleyici 185 dereceden sonra gentri'nin)
0°	0	0,1	0,1	
90°	90	90	0	
180°	180	180	0	
270°	270	271	0	

Kolimatörün dönüş açısı gösterge kontrolü (aylık):

Uygun boyutta su veya dijital terazi ile önce gentri'nin sıfırı, sonra sırasıyla kolimatörün sıfırı, gentri'nin 90° 'si kolimatörün diğer açıları ayarlanarak kontrol edilir (Çizelge 7.10).

Çizelge 7.10. Kolimatörün dönüş açısı gösterge kontrolü

Gentri A.=0° ye getirilir, uygun teraziyle doğruluğu (yere paralellliği) test edilir. Gentri A.=90° veya 270° yapılır.				
Ölçüm, kalibrasyonu yapılmış su veya dijital teraziyle yapılmalıdır. Tolerans $\pm 1^\circ$				
Kolimatör Dönüş Açısı	Analog Gösterge (d°)	Dijital Gösterge (d°)	Ölçüm Sonucu Sapma(d°)	Açıklama
0°	0,2	0	0,2	
90°	89,9	90	0,1	
180°	180	180	0	
270°	270	270	0	

Gentri dönüş açısına göre mekanik eşmerkez kaymasının kontrolü (off axis)(3 aylık):

Mekanik izomerkez, kolimatörün dönme eksenini ve gentri'nin dönme ekseninin kesim noktasıdır. Gentri'nin fazla ağırlığından dolayı zamanla gentri iskeleti eğilebilir. Bu, gentri dönme eksenini kolimatör dönme ekseninin kesişme noktasının yer değiştirmesine sebep olur. Böylece izomerkez konumunda belirsizlik oluşur.

Masa, gentri ve kolimatör sıfır konumuna getirilir, alan 10cmX10cm açılır. İnce uçlu bir kurşun kalem, kalemin yarısı masa dışında kalacak şekilde masanın ucuna yapıştırılır. Masayla oynanarak kalemin ucu, tel kılların çaprazının gölgesine ayarlanır. Oda ışığı kapatılarak gölgeleri yerde izlenir. Kalemin ucu kağıt yardımıyla tam 100 cm'e ayarlanır. Gentri'ye açı verilir, beyaz bir kağıt yardımıyla kalem ucu-çapraz kıl merkezi mesafesi ölçülür (Çizelge 7.11). Tolerans ± 2 mm.

Çizelge 7.11. Gentri dönüş açısına göre mekanik izomerkez kaymasının kontrolü

Gentri açısı	SSD cm.	Çapraz teller ile kalem ucunun gölgesinin mesafesi (mm)	Açıklama
0°	100	Referans	
90°	100	0	
180°	100	1	
270°	100	0	

Foton alanları göstergesinin kontrolü (aylık):

Masa sıfır konumuna, gentri ve kolimatör 0°'ye getirilir SSD 100 cm'e ayarlanır. Alanlar açılarak göstergeler kontrol edilir (Çizelge 7.12). Tolerans 30cmX30cm'e kadar her merkezi eksen için ± 2 mm daha büyükler için ± 3 mm'dir.

Çizelge 7.12. Foton alanları göstergesinin kontrolü

Alan		Analog Gösterge			Dijital Gösterge			Ölçüm Sonucu Sapma			Açıklama
X	Y	X ₁	X ₂	Y	X ₁	X ₂	Y	X ₁	X ₂	Y	
Mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	
50	50	25	25	50	25	25	50	0	0	0	
100	100	50	50	100	50	50	100	0	0	0	
200	200	100	100	200	100	100	200	0	0	0	
300	300	149	149	299	150	150	300	1	1	1	
400	400	201	202	402	200	200	400	1	2	2	

Alan sınırlayıcı çenelerinin simetri kontrolü (aylık):

Masa sıfır konumuna, gentri ve kolimatör 0°'ye, SSD 100 cm'e getirilir. Beyaz bir A3 kağıdı masada ışıklı alana yerleştirilir. Her alan değerinde merkezi eksenden uzaklık ölçülerek kaydedilir ve sapmalar tespit edilir (Çizelge 7.13).

Çizelge 7.13. Alan sınırlayıcı çenelerinin simetri kontrolü

Jaw simetrisi, jawların izomerkezden uzaklıklarının farkıdır.	X ₁	X ₂	Y _{sağ}	Y _{sol}	X ₁	X ₂	Y _{sağ}	Y _{sol}	X ₁	X ₂	Y _{sağ}	Y _{sol}	X ₁	X ₂	Y _{sağ}	Y _{sol}
Uzaklıklarının farkıdır.	25	25	25	25	50	50	50	50	100	100	100	100	200	200	200	200
Ölçüm	25,5	25	25	26	50	50	50	50	100	101	101	101	201	202	201	201
Jaw Simetrisi (X ₁ - X ₂) ve (Y ₁ - Y ₂) (mm)	0,5		1		0		0		0		0		1		0	

Kolimatör dönüşü ile eşmerkez (çapraz tel sabitliği) değişimi kontrolü (3 aylık):

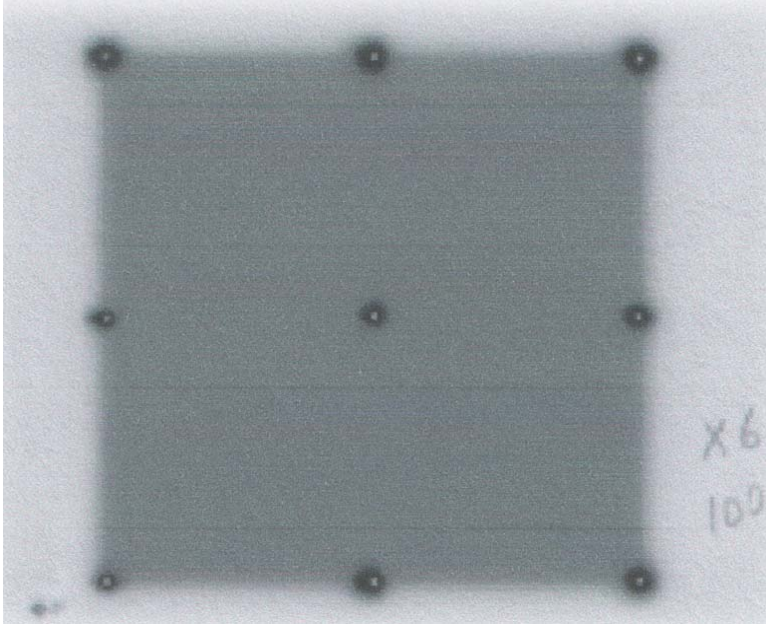
Masa sıfır konumuna, gentri ve kolimatör 0°'ye, alan 10cmX10cm'e getirilir, simülasyon ışığı yakılır, SSD 100 cm'e ayarlanır, ışık alanına beyaz bir kağıt yerleştirilir, çapraz tellerin çaprazı işaretlenir. Kolimatör döndürülerek değişik renkli kalemle tellerin çaprazı tekrar işaretlenerek izomerkez kayması tespit edilir. İşaretlenen noktalar birleştirilir oluşan dairenin çapı ölçülür (Çizelge 7.14).

Çizelge 7.14. Kolimatör dönüşü ile eşmerkez (çapraz tel sabitliği) değişimi kontrolü

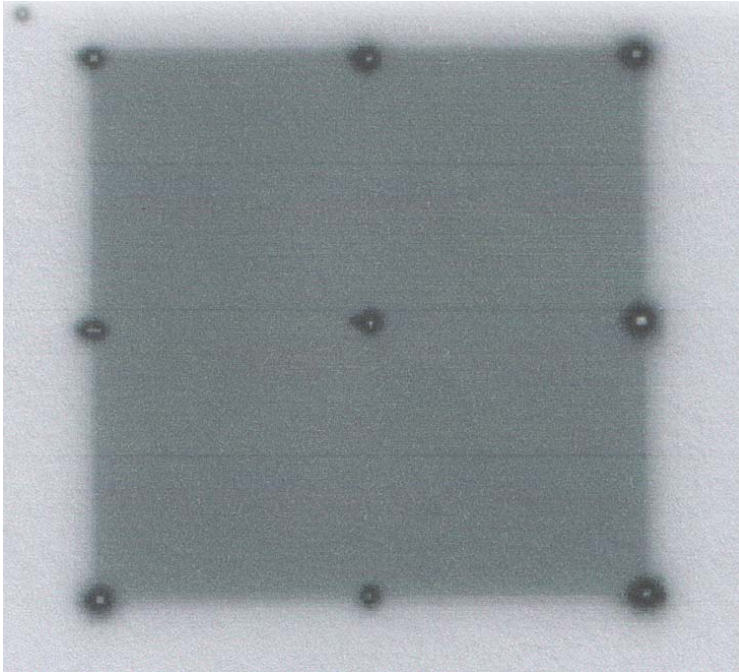
Kolimatör Açısı	Çapraz Kılın Gölgesinin İlk Konumu İle Diğer Konumlarının Uzaklığı (mm.)	Dairenin Çapı (mm)	Açıklama (Tolerans ± 2 mm)
0°	0	0	
90°	0		
180°	0,5		
270°	0		

Işık – ışınlı alanı kontrolü (3 aylık):

Masa sıfır konumuna, gentri ve kolimatör 0° 'ye getirilir. 4-5 cm kalınlığında su eşdeğeri katı fantom masaya yerleştirildi. Üzerine zarflı film (ready pack) yerleştirildi. Film kaynak mesafesi (SAD) 100 cm olarak ayarlandı. 10cmX10cm kare (yada dikdörtgen) alan açıldı. Toplu iğne ile merkezden ve alan sınırlarından delindi (Alanın sınırları, radyoopak cisim ile veya tükenmez kalemle film üzerinde emülsiyonu çizmeye yeterli basınçla çizilerek de belirlenebilir). Film doğrultusu ve kolimatör açısı not edildi. Maksimum elektronik dengeyi ($\text{build-up} = r_{\text{max}}$) sağlamaya yeterli bir su eşdeğeri katı fantom levha, filmin konumunu bozmayacak şekilde film üzerine yerleştirildi. Film duyarlılık eğrisinin lineer aralığında bir optik yoğunlukta, 100 MU ışınladı (genellikle 70-120 MU). Aynı film üzerinde 5cmX5cm, 20cmX20cm alanlar da ışınladı. İkinci bir film, $\pm 90^\circ$ kolimatör açıları ile, 10cmX10cm, 10cmX30cm alan açıklıklarında ışınladı. Filmler banyo edildikten sonra değerlendirildi. X ışını demet kenarları (merkezi eksene göre % 50 optik yoğunluğa karşı gelen) ve ışık demeti kenarları arasındaki fark işaretlendi. Gözle kontrol edildi (optik yoğunluk profili ile de kontrol edilebilir). Buradaki test 0° , 90° , 180° , 270° gentri açılarında tekrarlandı. AAPM standartlarına göre ışık demeti ve X ışını demeti arasındaki fark ± 3 mm içinde olmalıdır. Ancak modern lineer hızlandırıcılarda bunu ± 2 mm. içinde elde etmek zor değildir. Tolerans ± 2 mm veya bir kenarda % 1. Kolimatör dönüşü ile ışınlı alan merkezinin uygunluğu, ± 2 mm tolerans değerinin içinde çıktı. Işınlı alan simetrisi de sıfıra yakın kayma ile simetrik çıktı (Şekil 7.9). Aynı işlemler 15 MV enerjili fotonlar için yapıldı (Şekil 7.10) ve sapmalar toleransa göre değerlendirildi (Çizelge 7.15).



Şekil 7.9. 6 MV enerjili X fotonları için, 10cmX10cm alanda, SAD tekniği ve 100 MU ile ışınlanmış ready pack film



Şekil 7.10. 15 MV enerjili X fotonları için, 10cmX10cm alanda, SAD tekniği ve 100 MU ile ışınlanmış ready pack film

Çizelge 7.15. Enerjiye göre 10cmX10cm alanda ışık-ışın alanlarının sapmaları

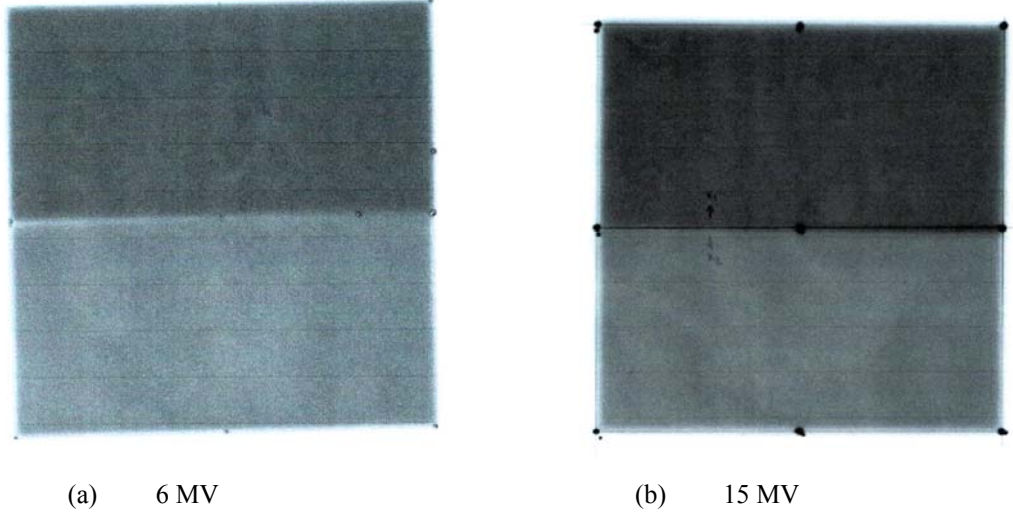
Gentri Açısı	ENERJİ Milyon Volt	Ölçülen Işık Alanı Değeri (mm.)			Ölçülen Işın Alanı Değeri (mm.)			Işık-Işın Alanından Sapma	Işın Alanı Simetrisinden Sapma
		X ₁	X ₂	Y	X ₁	X ₂	Y	(± ..mm.)	(± ..mm.)
0°	6	25	25	50	25	25	50	0	0
	15	25	25	50	25	25	50	0	0
90°	6	25	25	50	25	25	50	0	0
	15	25	25	50	25	25	50	0	0

Çoklu demet hizalama kontrolü (3 aylık):

Bir hasta birden fazla demetle tedavi edildiğinde, demetler arasında uzaklaşma olabilir. Lutz ve arkadaşları, demet uzaklaşmalarının,

- i.) Odak noktasının yer değiştirmesi,
- ii.) Kolimatör alan çenelerinin asimetrisi,
- iii.) Kolimatör dönme eksenini veya gentri dönme ekseninde yer değiştirme,

olarak bilinen üç genel sebebini, aynı anda teşhis edebilen “yarı alan testi”ni (split-field test) önermişlerdir. Buna göre, kolimatörlerle bir kare oluşturulur. Masa üzerine zarflı film (ready pack) yerleştirilir, filmin üzerine r_{max} levhası konulur. Kare alanın yarısı bloklanır. Film ışınlanır, kolimatör 180° döndürülür tekrar ışınlanır. Benzer test herhangi bir alan için tekrarlanabilir. Demetlerin hizalanmasında fark varsa, radyasyon izomerkezi, kolimatör veya gentri dönme eksenlerinin uyumu kontrol edilir. Yarı alan testi 6 MV enerjili fotonlar (Şekil 7.11.a) için ve 15 MV enerjili fotonlar için (Şekil 7.11.b), Saturne41 cihazı için yapıldı.

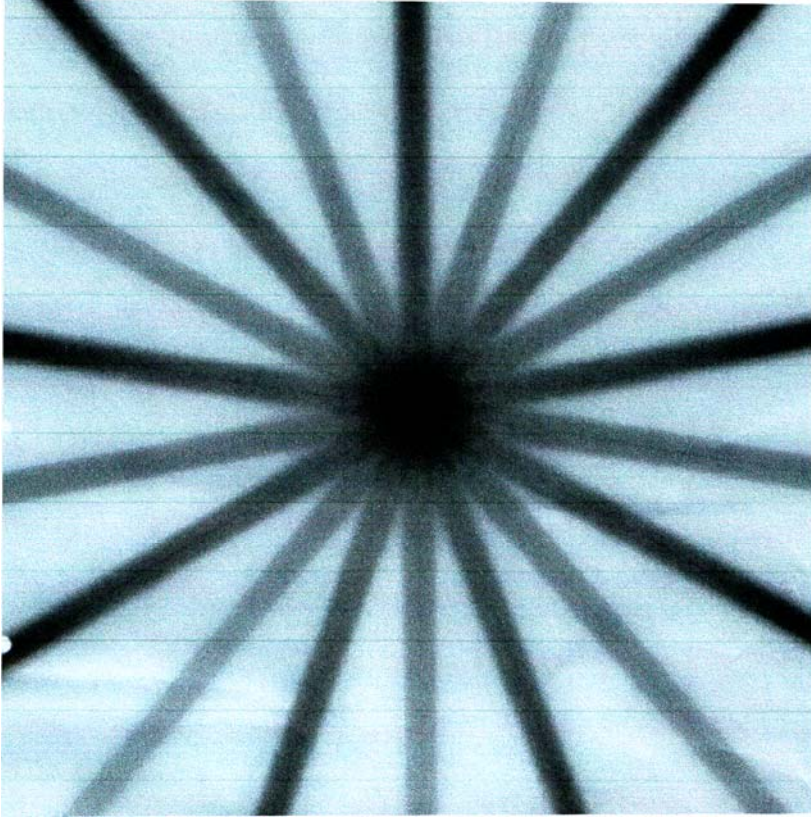


Şekil 7.11. Yarı alan testi: Gentrî açısı 0° , $Y=20$ cm, $X_1=0$, $X_2=10$ cm; kolimatör açısı 0° iken MU: 6MV için 100 ve 15MV için 40, kolimatör açısı 180° iken 6MV için 150 15MV için 60; SAD teknik; derinlik: r_{mak} .

Yıldız deseniyle gentri ve kolimatör radyasyon eşmerkezinin tespiti:

Gentri:

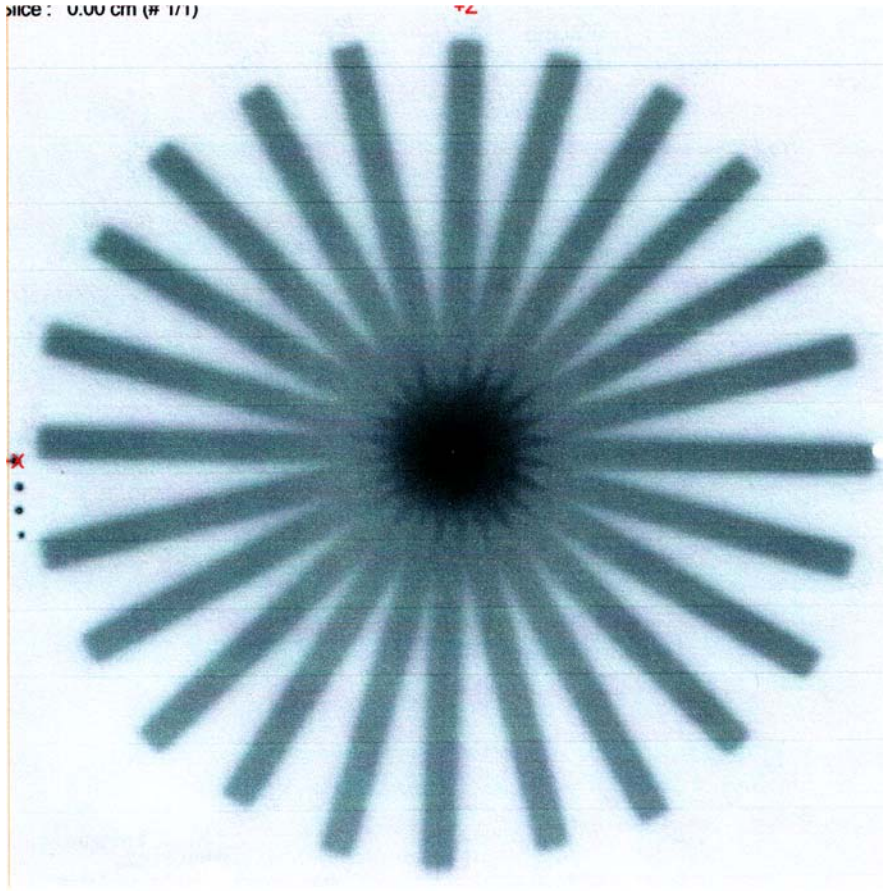
Bir zarflı (rady pack) film iki plastik levha arasına sıkıştırıldı. Film, tedavi masası üzerine, film düzlemi masa üstü düzlemine dik olacak şekilde enine yerleştirildi (bütün gentri açıları için merkezi demet eksenini içerdiğinden). Film, enine merkezi çapraz telin tam altına yerleştirildi, film ortası ile hayali kaynak uzaklığı 100 cm ayarlandı. Gentrî dönme eksenine paralel ince uzun bir demet oluşturmak için, boyuna alan çeneleri (üst jaw) iyice açıldı, enine alan çeneleri (alt jaw) iyice kapatıldı, $Y=30$ mm., $X=300$ mm. 0, 40, 80, 120, 160, 200, 240, 280, 320 derece gentri açılarında, üst üste gelmeyecek şekilde film 150'şer MU ışınladı (150, 120, 90, 60, 30, 0, 345, 315, 285, 255, 225, 195 derecelik açılarda da ışınlabilir. İlk altı ışınlama 30° aralıklarla, yedinci ışınlama 45° ve daha sonraki ışınlamalar 30° 'lik aralıklarla yapılabilir) (Şekil 7.14). Bu şekilde elde edilen yıldız deseninde çizgiler radyasyon eşmerkezi kabul edilen aynı noktada kesişmeli yada 2 mm. çaplı daire içinde kalmalıdır.



Şekil 7.12. 6MV enerjili fotonların gentri radyasyon eşmerkezi

Kolimatör:

Gentri düşey konumda 0° 'ye kolimatör de 0° 'ye ayarlandı. Masa üzerine SAD=100cm mesafesine bir zarflı film yerleştirildi. Kolimatörün, boyuna alan çeneleri geniş açıldı, alt çeneleri tamamen kapatıldı. Mümkün olabilen en küçük dar, ince, uzun bir alan açılmış oldu. Enerji değerine göre filmin üzerine bir $r_{\max}$ levhası yerleştirildi. 0, 30, 60, 90, 120, 150, 195, 225, 255, 285, 315, 345 kolimatörün tam dönmesini içeren kolimatör açılarında, ışınlama üstüste gelmeden, yaklaşık 1 olan bir optik yoğunlukla (100 MU) film ışınlandı. Yeni bir film kullanılarak yukarıdaki işlem alt jawlar açık ve üst jawlar kapalı olarak tekrarlandı. Bu işlem filmde koyu bir merkezi bölge yıldız deseni verdi. Tükenmez kalem ya da ince uçlu film işaretleyici kullanılarak ince uzun görüntülerin kesim noktalarını daha açık belirlemek için görüntülerin ortaları çizildi (Şekil 7.15). Kabul edilebilir sonuç, bütün çizgiler aynı noktada kesişmelidir, yada kesim noktaları 2 mm. Çapında daire içinde kalmalıdır.



Şekil 7.13. 15MV enerjili fotonların kolimatör radyasyon eşmerkezi

7.3.4. Tedavi masasının kontrolleri

Masanın üst bölümünün dönüş açılarının gösterge kontrolü (aylık):

Masa ve gentri sıfır konumunda iken, kolimatör alanı en büyük açılır, SSD 100 cm'e ayarlanır, A3 milimetrik kağıdı masada ışık alanına yerleştirilir, kolimatöre 45° açı verilir, çapraz tellerin gölgesinden boyuna çizgi çizilir. Masaya her açı verilğinde çapraz telin gölgesi üzerinden boyuna çizgi bir daha çizilir ve açı hesaplanarak kontrol edilir. Masa 180° döndürölüp boyuna çizgi bir daha çizilir ve sıfır konumundaki boyuna çizgi ile açı farkı açıklama bölümüne not edilir (Çizelge 7.16).

Çizelge 7.16. Masanın üst bölümünün dönüş açılarının gösterge kontrolü

SSD = 100 cm., Hız = 2° - 6° / sn., Tolerans = ± 1° Tedavi masası en fazla 185° dönebilmektedir.				180° →180°	Saat yönünde (hızlı) (sn)	45
					Saat yönüne ters yönde(hızlı)(sn)	48
Tedavi Masasının Üst Bölümünün Dönüşü	Mekanik Gösterge(d°)		Dijital Gösterge	Ölçüm Sonucu	Sapma	Açıklama
Maksimum Dönüş Açısı	Masanın sağ göstergesi	Masanın sol göstergesi	(d°)	(d°)	(d°)	Altta sabitlenmez ise masa 1,2° kadar oynuyor
0°	0	0,1	0	0	0	
Masanın üst bölümü saat yönünde döndürülür	330	330	329	329,5	0,5	Limitleyici çalışıyor
	300	300,5	300	300	0,5	
	270	270,3	270	269,8	0,3	
Masanın üst bölümü saat yönüne ters yönde döndürülür	30	30	29	30	1	Limitleyici çalışıyor
	45	45	45	45	0	
	60	60	59	59,5	0,5	
	89,8	90	89	90	1	

Masanın üst bölümü izosantrik döndürüldüğünde, mekanik eşmerkez kaymasının kontrolü (3 aylık):

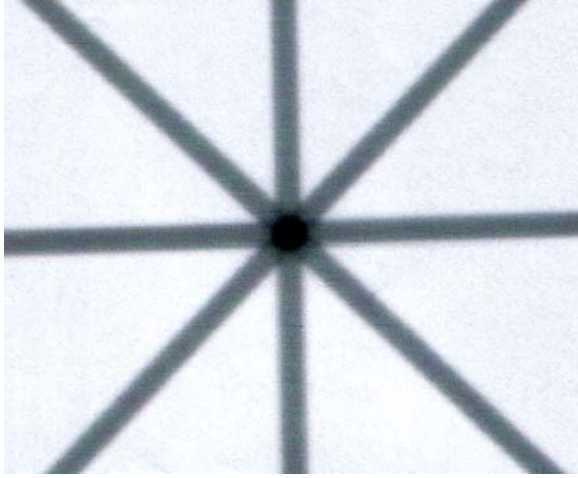
Tedavi masasına açı verilerek yapılacak tedaviler için, tedavi masasının zemin ve üst mekanik eşmerkezlerin sapmaması önem arz etmektedir. Gentrî, kolimatör, tedavi masası sıfır konumuna getirildi. SSD=100 cm, alan 10cmx10cm açıldı, masa üzerine beyaz bir kağıt sabitlendi. Kağıda çapraz tellerin kesiştiği ışık alan merkezi işaretlendi. Tedavi masası üst bölümüne açı verildi. Her açıda çapraz tellerin kesiştiği nokta ile işaretlenen nokta arası ölçüldü. Sonunda, noktalar birleştirilerek daire çizildi. 0°’deki ilk noktadan açı verilerek işaretlenen noktalara olan uzaklık ile noktaların birleştirilmesiyle oluşan dairenin çapı ölçülerek not edildi (Çizelge 7.17). Bu dairenin çapı 2 mm’den daha büyük olmamalıdır.

Çizelge 7.17. Masanın üst bölümünün döndürülmesi ile, mekanik eşmerkez kaymasının kontrolü

Tedavi Masası Üst Bölümünün Eşmerkezli Dönüşü (d°)	0° 'deki ilk işarettten uzaklık (mm)	Sapma	Açıklama Tolerans ± 2 mm
0°	0	0	Tedavi masasının üst bölümüne açılarak ortaya çıkan ışık alan merkezleri birleştirildiğinde ortaya çıkan dairenin çapı 2 mm'nin altında bulunmuştur. Ayrıca, 0° 'deki ilk merkez referans alındığında, tedavi masasının üst bölümüne açılarak ortaya çıkan yeni ışık alan merkezlerinin referans merkeze uzaklığı tolerans değerinin altında çıkmıştır.
30°	0	0	
60°	0	0	
90°	0,1	0,1	
330°	0,2	0,2	
300°	0,2	0,2	
270°	0,5	0,5	

Masanın üst bölümü eşmerkezli döndürüldüğünde, radyasyon eşmerkez kaymasının kontrolü (3 aylık):

Gentri düşey konumda 0° 'ye kolimatör de 0° 'ye ayarlandı. Masa üzerine SAD=100cm mesafesine zarflı film yerleştirildi. Kolimatörün, üst alan çeneleri geniş açıldı, alt çeneleri tamamen kapatıldı. Dar, ince-uzun bir alan açılmış oldu. Enerji değerine göre filmin üzerine bir $r_{\max}$ levhası yerleştirildi. Tedavi masası üst bölümü döndürülerek farklı açılarda, tam dönmesini içeren, yaklaşık 1 olan bir optik yoğunlukla film ışınılandı. Yeni bir film kullanılarak yukarıdaki işlem alt çeneler açık ve üst çeneler kapalı olarak tekrarlandı. Bu işlem filmde koyu bir merkezi bölge ile yıldız deseni verdi. İnce uzun görüntülerin ortaları asetatlı film işaretleyici kalemle çizildi ve aynı noktada kesiştikleri tespit edildi (Şekil 7.16). Kabul edilebilir sonuç, bütün çizgiler aynı noktada kesişmelidir, ya da kesim noktaları 2 mm çapında daire içinde kalmalıdır.



Şekil 7.14. Masanın üst bölümünün radyasyon eşmerkez kaymasının kontrolü

Masanın alt bölümünün eşmerkez dönüş açılarının gösterge kontrolü (aylık):

Gentri ve kolimatör 0° 'ye, tedavi masası da sıfır konumuna getirilerek, en büyük alan açıldı. Simülasyon ışığı yakıldı, gentri ve kolimatör açıları ile masanın sıfırının kontrolü yapıldıktan sonra kolimatöre 45° açı verildi. Tedavi masasının orta hattı ile boyuna çapraz telin gölgesi karşılaştırıldı. Masa boyuna geriye çekildi, çapraz tellerin yere düşen gölgeleri yere, gentri'nin asılı olduğu duvara kadar çizildi. Bu çizgiler referans alınarak masanın dönme açıları ölçüldü (Çizelge 7.18). Tolerans $\pm 1^\circ$.

Çizelge 7.18. Masanın alt bölümünün dönüş açılarının gösterge kontrolü (risö)

Tedavi Masasının İzosantrik Dönüş Açısı	Analog Gösterge (d°)	Dijital Gösterge Monitörü (d°)		Ölçüm Değeri (d°)	Sapma d°	Açıklama (SSD = 100 cm. ve Hız = $2^\circ - 6^\circ / \text{sn.}$)
45°	45	Denetimli Alan	Teknisyen	45	0	Masanın hemen altında bulunan, masa sabitleyici hassas olmalı
		45	45			
90°	90	90	90	90	0	
0°	0	0	0	0	0	
270°	270	270	270	271	1	

Masanın alt bölümü eşmerkezli döndürüldüğünde, mekanik eşmerkez kaymasının kontrolü (riso) (3 aylık):

Kolimatör, gentri, tedavi masası sıfır konumuna getirildi. SSD=100 cm, alan 10cmx10cm açıldı. Masanın üst bölümü, altında bulunan sabitleyici ile sabitlendi. Masa üzerine beyaz bir kağıt sabitlendi. Kağıda, çapraz tellerin kesiştiği ışık alan merkezi işaretlendi. Tedavi masası alt bölümüne açılı verildi. Her açıda çapraz tellerin kesiştiği nokta ile işaretlenen nokta arası ölçüldü. Sonunda, noktalar birleştirilerek daire çizildi. 0°'deki ilk noktadan açılı verilerek işaretlenen noktalara olan uzaklık ile noktaların birleştirilmesiyle oluşan dairenin çapı ölçülerek not edildi (Çizelge 7.19). Bu dairenin çapı 2 mm'den daha büyük olmamalıdır.

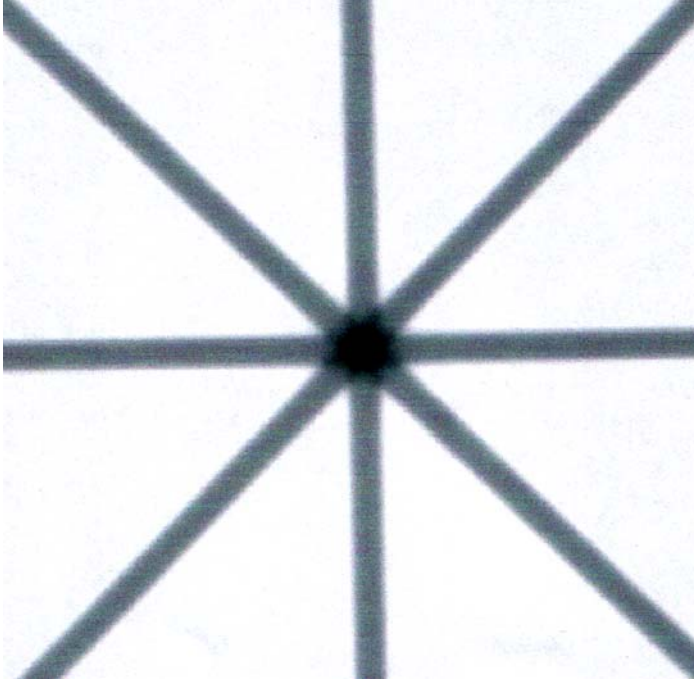
Çizelge 7.19. Masanın alt bölümünün döndürülmesi ile, mekanik eşmerkez kaymasının kontrolü

Tedavi Masası Üst Bölümünün İzosentrik Dönüşü (d°)	0°'deki ilk işaretten uzaklık (mm)	Sapma (mm)	Açıklama Tolerans ± 2 mm
0°	0	0	Tedavi masasının alt bölümüne açılı verilerek ortaya çıkan ışık alan merkezleri birleştirildiğinde, ortaya çıkan dairenin çapı 2 mm'nin altında bulunmuştur. Ayrıca, 0°'deki ilk merkez referans alındığında, tedavi masasının alt bölümüne açılı verilerek ortaya çıkan yeni ışık alan merkezlerinin referans merkeze uzaklığı tolerans değerin altında çıkmıştır.
30°	0	0	
60°	0	0	
90°	0,2	0,2	
330°	0	0	
300°	0,1	0,1	
270°	0,2	0,2	

Masanın alt bölümü eşmerkezli döndürüldüğünde, radyasyon eşmerkez kaymasının kontrolü (riso) (3 aylık):

Gentri düşey konumda 0°'ye kolimatör de 0°'ye ayarlandı. Masa üzerine SAD=100cm mesafesine zarflı film yerleştirildi. Kolimatörün üst çeneleri en geniş

açıldı, alt çeneleri tamamen kapatıldı. Mümkün olabilen en dar, ince uzun bir alan açılmış oldu. Fotonların enerji seviyesine göre filmin üzerine bir $r_{\max}$ levhası yerleştirildi. Tedavi masası alt bölümü döndürülerek farklı açılarda, yaklaşık 1 olan bir optik yoğunlukla film ışınladı. Yeni bir film kullanılarak yukarıdaki işlem alt çeneler açık ve üst çeneler kapalı olarak tekrarlandı. Bu işlem filmde koyu bir merkezi bölge ile yıldız deseni verdi. İnce uzun görüntülerin ortaları asetatlı film işaretleyici kalemle çizildi ve aynı noktada kesiştikleri tespit edildi (Şekil 7.17). Kabul edilebilir sonuç, bütün çizgiler aynı noktada kesişmelidir, ya da kesim noktaları 2 mm çapında daire içinde kalmalıdır.



Şekil 7.15. Masanın alt bölümünün radyasyon eşmerkez kontrolü

Masanın ağırlıkla esneme kontrolü (aylık):

Büyük kütleli hastaların tedavileri esnasında masanın esneme payı önemlidir. Masa ve gentri sıfır konumunda iken, SSD 100 cm'e ayarlandı ve masanın ön, orta ve arka kısımlarından referans noktalar belirlenerek yerden yüksekliği ölçüldü. Masa, 50 cm öne 50 cm arkaya hareket ettirilerek referans noktalarının yerden yüksekliği bir daha

ölçüldü. Masa, sıfır konumuna getirilerek ortasına 50 kg kütle konularak referans noktalarının yerden yüksekliği ölçüldü. Masa, 50 cm öne 50 cm arkaya hareket ettirilerek referans noktalarının yerden yüksekliği bir daha ölçüldü. Ağırlık ön ve arka taraflara da konularak ölçüm tekrarlandı ve esnemenin sınırlar içinde olduğu görüldü (Çizelge 7.20).

Çizelge 7.20. Hasta tedavi masasının ağırlıkla esneme kontrolü

	Sıfır Konumunda			50 cm. Öne Kaydırıldı			50 cm. Arkaya Kaydırıldı		
Hasta Tedavi Masasının Yerden Yüksekliği (cm)	Masanın			Masanın			Masanın		
	önü	Ortası	Arkası	önü	Ortası	Arkası	önü	Ortası	Arkası
	(cm)	(cm)	(cm)	(cm)	(cm)	(cm)	(cm)	(cm)	(cm)
(masada ağırlık yok)	119,5	120	119,2	119	119,6	119,5	119,7	119,7	119
(ağırlık masanın artasında)	119,5	120	119,2	118,8	119,2	119,7	119,8	119,3	118,8
(ağırlık masanın ön tarafında)	119	120,1	119,6	118,5	119,8	119,9	119,6	119,5	119
(ağırlık masanın arka tarafında)	119,5	120,1	118,5	119,4	119,8	119	119,6	119,8	118,2

Masa üzerine konulan ağırlıkla alt bölümünden döndürüldüğünde, mekanik eşmerkez kaymasının kontrolü (RISO) (3 aylık):

Kolimatör, gentri, tedavi masası sıfır konumuna getirildi. SSD=100 cm’de alan 10cmx10cm açıldı. Masanın üst bölümü, altında bulunan sabitleyici ile sabitlendi. Işık alana beyaz bir kağıt yerleştirilerek çapraz tellerin kesiştiği ışık alan merkezi işaretlendi. 100 kg bir ağırlık masaya homojen olarak dağıtıldı. Çapraz tellerin kesiştiği ışık alan merkezi tekrar işaretlendi. Her açıda çapraz tellerin kesiştiği nokta ile işaretlenen nokta arası ölçüldü. Sonunda, noktalar birleştirilerek daire çizildi. 0°’deki ilk noktadan açı verilerek işaretlenen noktalara olan uzaklık ile noktaların birleştirilmesiyle oluşan dairenin çapı ölçülerek not edildi (Çizelge 7.21). Bu dairenin çapı 2 mm’den daha büyük olmamalıdır.

Çizelge 7.21. Masa alt bölümünün ağırlıkla mekanik eşmerkez kontrolü

Tedavi Masası Alt Bölümünün Eşmerkezli Dönüşü (d°)	0°’deki ilk işaretten uzaklık (mm)	Sapma	Açıklama Tolerans ± 2 mm
0°	0	0	Tedavi masasının alt bölümüne açılarak ortaya çıkan ışık alan merkezleri birleştirildiğinde, dairenin çapı 2 mm’nin altında bulunmuştur. Ayrıca, 0°’deki ilk merkez referans alındığında, tedavi masasının alt bölümüne açılarak ortaya çıkan yeni ışık alan merkezlerinin referans merkeze uzaklığı tolerans değerinin altında çıkmıştır. Ağırlığın, masayı esnetse bile tedaviyi etkilemeyeceği tespit edilmiştir.
30°	0,1	0,1	
60°	0,2	0,2	
90°	0,4	0,4	
330°	0,1	0,1	
300°	0,2	0,2	
270°	0,5	0,5	

Masanın düşey hareket göstergesinin kontrolü (aylık):

Masa ve gentri sıfır konumunda iken, kolimatöre 45° açı verildi, SSD 100 cm’e ayarlandı, alan 10cmX10cm açıldı. SSD’nin her değiştirilmesinde çapraz tel-masa uzaklığı ölçülerek mesafe kontrol edildi ve masanın, üzerinde bulunan analog ve monitördeki göstergeleri ile karşılaştırıldı (Çizelge 7.22).

Çizelge 7.22. Masanın düşey hareket göstergesinin kontrolü

SSD = 100 cm., mekanik gösterge=0°, dijital gösterge=0° göstermektedir.				
Hasta Masasının Düşey Hareketinin Ölçümü	Analog Gösterge (cm)	Dijital Gösterge (cm)	Sapma (mm)	Açıklama Okunan değerler gerçek değerlerine taşınmıştır. Hız = 1 - 2 cm./ sn., Tolerans = ± 2 mm.
SSD (cm) (ODI)				
100	100	100	0	
90	89,9	90	1	
84	83,8	84	2	
130	130,1	130	1	
155	155,1	155	1	

Masa düşey hareket ederken mekanik eşmerkez kaymasının kontrolü (3 aylık):

Masa, gentri ve kolimatör sıfır konumuna getirildi, masanın üst bölmesi sabitlendi, SSD 100 cm'e ayarlandı, alan 10cmX10cm açıldı, ışık alanına beyaz bir kağıt yerleştirildi. Çapraz tellerin kesiştiği nokta işaretlendi, kaynak-masa uzaklığı değiştirilerek, her değişiklikte çapraz tellerin kesiştiği nokta farklı renkli kalemle işaretlendi. Sonunda, noktalar birleştirilerek daire çizildi. 0°'deki ilk noktadan düşey hareketle işaretlenen noktalara olan uzaklık ile noktaların birleştirilmesiyle oluşan dairenin çapı ölçülerek not edildi (Çizelge 7.23). Bu dairenin çapı 2 mm'den daha büyük olmamalıdır.

Çizelge 7.23. Masa düşey hareket ederken eşmerkez kaymasının kontrolü

Gentri Açısı = 0°, Kolimatör Açısı = 0°, Tolerans = ± 2 mm.		
Masanın Düşey Hareketi	Belirlenen ilk noktaya uzaklık (mm)	Açıklama
SSD = 100 cm.	0	Belirlenen ilk nokta
130 cm	0,5	Çizilen dairenin çapı 2 mm'den küçük çıkmıştır. Ayrıca, SSD=100 cm'deki nokta referans alındığında, diğer merkezlerin bu noktaya uzaklığının da tolerans içinde olduğu tespit edilmiştir.
155 cm (Masa en alçak)	1	
90	0,5	
84 cm (Masa en yüksek)	1,5	

Masa, ağırlıkla düşey hareket ederken izomerkez kaymasının kontrolü (3 aylık):

Kolimatör, gentri, tedavi masası sıfır konumuna getirildi, SSD=100 cm, alan 10cmx10cm açılarak masa üzerinde ışık alana beyaz bir kağıt sabitlendi. Masanın üst bölümü sabitlendi. 100 kg bir ağırlık masaya homojen olarak dağıtıldı. Çapraz tellerin kesiştiği nokta işaretlendi, kaynak-masa uzaklığı değiştirilerek, her değişiklikte çapraz tellerin kesiştiği nokta farklı renkli kalemle işaretlendi. Sonunda, noktalar birleştirilerek daire çizildi. 0°'deki ilk noktadan düşey hareketle işaretlenen

noktalara olan uzaklık ile noktaların birleştirilmesiyle oluşan dairenin çapı ölçülerek not edildi (Çizelge 7.24). Bu dairenin çapı 2 mm'den daha büyük olmamalıdır.

Çizelge 7.24. Masa ağırlıkla düşey hareket ederken eşmerkez kaymasının kontrolü

Gentri Açısı = 0°, Kolimatör Açısı = 0°, Tolerans = ± 2 mm.		
Masanın Düşey Hareketi	Belirlenen ilk noktaya uzaklık (mm)	Açıklama
SSD = 100 cm.	0	Belirlenen ilk nokta
130 cm	0,5	Çizilen dairenin çapı 2 mm'den küçük çıkmıştır. Ayrıca, SSD=100 cm'deki nokta referans alındığında, diğer merkezlerin bu noktaya uzaklığının da tolerans içinde olduğu tespit edilmiştir.
155 cm (Masa en alçak)	1,5	
90	0,5	
84 cm (Masa en yüksek)	1,2	

Masanın yanal hareketinin gösterge kontrolü (aylık):

Masa ve gentri sıfır konumunda iken, kolimatöre 45° açı verildi, alan en büyük açıldı, SSD 100 cm'e ayarlandı, A3 milimetrik kağıt masada ışık alanına yerleştirilerek boydan boya çizgi çizildi. Masanın her yanal hareketinde çapraz tellerin gölgesi üzerinden boyuna çizgi bir daha çizildi ve ilk çizgi ile arasındaki uzaklık ölçülerek göstergeler kontrol edildi. Masanın en sağ ve en sol hareketlerinde, boyuna çizgi bir daha çizildi ve bu çizgiler sıfır konumundaki boyuna çizgi üzerine taşınarak açı farkı hesaplandı (Çizelge 7.25).

Çizelge 7.25. Masanın yanal hareketinin gösterge kontrolü

SSD = 100 cm., Hız = 2 – 5 cm./ sn., Tolerans = ± 2 mm.				
Hasta Masasının Yanal Hareketi	Mekanik Gösterge (cm.)	Dijital Gösterge (cm.)	Ölçüm Sonucu (cm.)	Açıklama
Uzaklık Kontrolü				
Sıfır Konumu	0	9998	0	Masanın sıfır eksenine göre
Sağ (cihaza göre) (20 cm)	19,8	9800	19,8	1 mm kayma var
Sol (cihaza göre) (20 cm)	18	18	18	1,5 mm kayma var
Açı Kontrolü Kaydırma ekseninin masanın sıfır eksenine göre açısı				
	(d ⁰)	(d ⁰)	(d ⁰)	(Tolerans $\pm 1^\circ$)
Sağ (cihaza göre) 20 cm.	0,5	0	0,3	
Sol (cihaza göre) 20 cm.	1,5	0	1	

Masanın boyuna hareketinin gösterge kontrolü (aylık):

Masa ve gentri sıfır konumunda iken, kolimatöre 45° açı verildi, alan en büyük açıldı, SSD 100 cm'e ayarlandı, 3 adet A3 milimetrik kağıt ışık alanına ve masa boyunca yerleştirildi, boydan boya merkezi ekseninde çizgi çizildi, sıfır konumundaki enine çizgi işaretlendi. Masanın her boyuna hareketinde çapraz tellerin gölgesi üzerinden enine çizgi bir daha çizildi ve ilk çizgi ile arasındaki uzaklık ölçülerek göstergeler kontrol edildi. Masanın ön ve arka limit hareketlerinde, boyuna çizgi bir daha çizildi ve bu çizgiler sıfır konumundaki boyuna çizgi ile karşılaştırılarak açı farkı hesaplandı (Çizelge 7.26).

Çizelge 7.26. Masanın boyuna hareketinin gösterge kontrolü

SSD = 100 cm., Hız = 2 – 5 cm./ sn., Tolerans = ± 2 mm.				
Hasta Masasının Boyuna Hareketi	Mekanik Gösterge (cm.)	Dijital Gösterge (cm.)	Ölçüm Sonucu (cm.)	Açıklama
Uzaklık Kontrolü				Masanın sıfır eksenine göre
Sıfır Konumu	0	545	0	İlk konum
Ön (cihaza göre)	50	495	50	kayma yok
Arka (cihaza göre)	-50	595	50	kayma yok
Açı Kontrolü Kaydırma ekseninin masanın sıfır eksenine göre açısı				
	Beklenen (d^0)	Ölçülen (d^0)	Tolerans $\pm (d^0)$	
Ön (cihaza göre)	0	0	1	
Arka (cihaza göre)	0	0	1	

8. EKSTERNAL RADYATERAPİDE DOZİMETRİ YÖNTEMLERİ

8.1. Elektronik Denge (Build-Up Doz = Giriş Dozu)

Enerji, ışınlanan dokuya, radyasyon kaynağından yayılan birincil demet ışınları ile taşınır. Ancak enerji, birincil ışınlar tarafından dokuda üretilen ikincil elektronlarla dokuda dağıtılır. Doz dağılımı, çoğunlukla bu ikincil elektronların erişme mesafesi ve yönüne bağlıdır. Düşük enerjili X ışınları ve orta voltaj X ışınlarında ikincil elektronlar bütün yönlerde hareket ederler, fakat enerjileri hemen soğurulur. Düşük enerjili orijinal radyasyonun giricilik kabiliyetinin olmaması veya az olması nedeniyle, yüzeyin altında birincil radyasyon azdır. Bu nedenle yumuşak X ışınları için maksimum doz hemen ciltte veya cilde yakın derinlikte oluşur.

Yüksek enerjili demetlerin oluşturduğu ikincil elektronların erişme mesafeleri daha uzundur. Ayrıca birincil demet doğrultusundan biraz açılı olarak saçılırlar. Bu saçılma enerjiye ve Kompton etkisine göre olur. Kompton olayı ile etkileşimde, gelen foton enerjisini ortamdaki bir elektrona verir ve onu harekete geçirir (sekonder elektron). Dokularda doz soğurulması bu şekilde olur. Bu ikincil elektron akısına, doku ile kaynak arasındaki havada oluşan ve dokuya varan ikincil elektronlar ile, fotonun kollimatörlere çarpması sonucu oluşan ve yine dokuya varan diğer ikincil elektronlar da katkıda bulunur. Böylece, dokuya giriş noktasından maksimum dozun olduğu hatta kadar soğurulan dozun giderek artmasına sebep olur. Havada oluşan ikincil elektronların artması maksimum doz derinliğini azaltır. Yüksek enerjili fotonlar tarafından ileriye doğru harekete geçirilen ikincil elektronlar, yine doku tarafından tutulduğu için, ışının dokuya girdiği yerden biraz derine gittikçe artarlar ve doku tarafından soğurulan doz da ilk milimetrelerde gittikçe artar. İkincil elektronların hızı kendilerini harekete geçiren fotonun enerjisi ile orantılıdır ve bu hız onların doku içinde katedebilecekleri maksimum mesafeyi tayin eder. İşte bu derinlikteki dokuda oluşan ikincil elektron sayısı ile tutulan elektron sayısı birbirine eşit olur. Böylece, elektronik denge hattı oluşmuş olur. Foton enerjisi yükseldikçe, ikincil elektronların maksimum menzili de artacağından bu elektronik denge hattı daha derinde oluşur. Co-60 gamma ışını için bu hat 5 mm'de, 5 MV'lik X ışını için

15 mm’de, 20 MV için ise 30 mm’de oluşur. Maksimum dozun oluştuğu, yani elektronik dengenin sağlandığı noktaya “maksimum doz noktası” (buildup noktası), ciltten bu noktaya olan uzaklığa da “maksimum doz derinliği” (buildup derinliği= r_{maks}) denir. Maksimum doz noktası ile yüzey arasındaki bölgeye de “çoğalma-artma bölgesi” denir. Co-60 ve daha yüksek enerjiler için yüzey dozu maksimum doz noktasındaki dozdan düşüktür. Bu, cildin korunması etkisi yani skin-sparing effect olarak tanımlanır. Bu etki yüksek enerjili ışınların, maksimum dozun hemen ciltte oluşturduğu düşük enerjili ışınlarla karşı bir avantajdır.

Maksimum doz derinliği şu faktörlerden etkilenir:

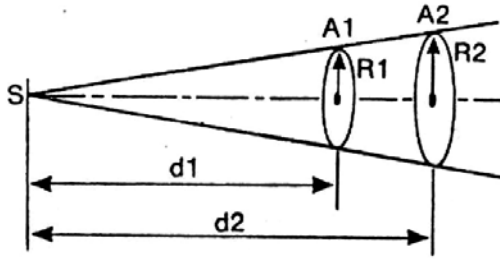
- Kolimatör ile doku arasındaki uzaklık (dolayısıyla kaynak cilt mesafesi-SSD): Belli bir genişlikteki sahada, maksimum doz hattı SSD kısaldıkça cilde yaklaşır, yani maksimum doz derinliği azalır. Bunun nedeni kolimatörden gelen ikincil elektronların henüz dağılmadan cilde varmalarıdır.
- Kolimatör açıklığı: Sabit bir SSD mesafesinde saha genişliği arttıkça maksimum doz derinliği azalır, yani cilde yaklaşır.

8.2. Uzaklığın Karesi İle Ters Orantı

Fotonların hava içinde ilerlerken tutulmaları ihmal edilecek kadar azdır. Şekil 8.1’de görüldüğü gibi kaynaktan d_1 ve d_2 mesafesindeki A_1 ve A_2 dairelerinden geçen foton miktarı aynıdır. Ancak ışın huzmesinin konik olması nedeni ile, A_1 dairesindeki birim yüzeyden (1 cm^2 den) geçen foton miktarı A_2 dairesindeki birim yüzeyden (1 cm^2 den) geçen foton miktarından fazladır. Bir kürenin yüzeyi kendi yarıçapı ile orantılıdır ve doz dağılımı da birim yüzeydeki foton miktarını gösterdiğine göre doz uzaklığın karesi ile ters orantılı olur. Eğer kaynaktan d_2 uzaklığındaki D_2 dozu biliniyorsa, d_1 uzaklığındaki D_1 dozu da hesaplanabilir:

$$D_1 = D_2 \times \left(\frac{d_2}{d_1} \right)^2 \quad [8.1]$$

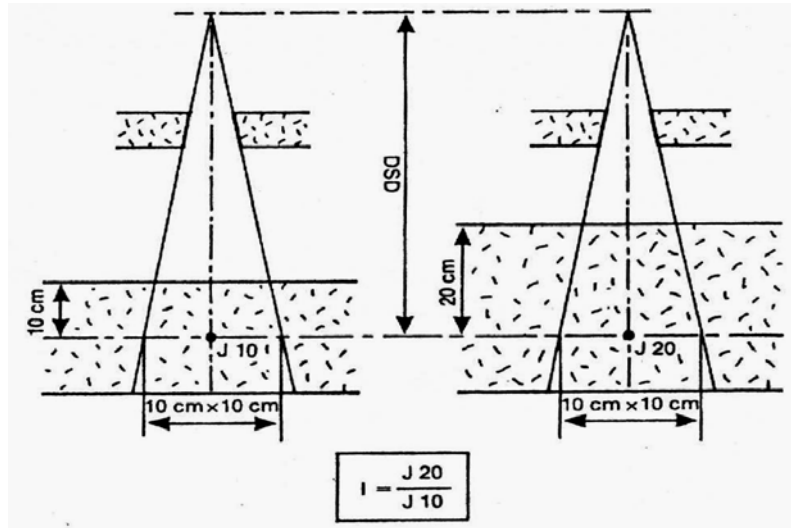
Su içindeki ölçümlerde, fotonun soğurulması nedeniyle bu kural tam olarak geçerli değildir.



Şekil 8.1. Uzaklığın karesi ile ters orantı

8.3. Işın Demet Kalitesi (Enerji Seviyesi ve Kalite Endeksi)

Yüksek enerjili ışın demetinin kalite endeksi (23) su içinde soğurulma miktarı ile belirlenir (Şekil 8.2). Bu, TPR'nin özel bir durumudur. $I = J_{20} / J_{10}$



Şekil 8.2. Kalite endeksi

Merkezi ışın için 20 ve 10 cm derinlikte alınan iyonizasyon değerlerinin oranı, o ışının kalite endeksi olarak kabul edilmektedir. Su yerine bazen su eşdeğeri katı fantom kullanılmaktadır. Dedektör ile kaynak arası mesafeler sabit tutulur ve

dedektör seviyesinde 10cmx10cm açıklıklı sahada ölçüm yapılır. Kalite endeksi çeşitli lineer hızlandırıcılarda üretilen X ışınlarının karşılaştırılmasını sağlar. Kalite endeksi (I) değeri l'in altındadır ve enerji arttıkça l'e yaklaşır. Örnek olarak Co-60'ın kalite endeksi 0,58 iken, 6 MV'lık X ışını için 0,68, 25 MV'lık X ışını için 0,78'dir. S41 cihazının foton enerjileri için ölçülen kalite endeksi Çizelge 8.1'de verilmiştir.

Kalite endeksi, doku fantom oranının (Tissue Phantom Ratio) 10cmX10cm alan ile 10cm ve 20cm derinliği için tayin edildi. Kaynak iyon odası uzaklığı (Source Chamber Distance=SCD) 100 cm sabit tutularak derinlik, iyon odasının üzerindeki fantom kalınlıkları değiştirilerek ayarlandı. 200 MU'e karşılık gelen değer, önce levha kalınlığı 10 cm iken, sonra 20 cm iken okunarak kalite endeksi tespit edildi.

D_{20}/D_{10} (D_{10}^{20}) ve TPR_{10}^{20} tayini:

Kaynak yüzey mesafesi (Source Scin Distance=SSD) 100 cm sabit tutularak, 10 cm ve 20 cm derinlik değerlerinde 200 MU'ya karşılık gelen değerler okunarak D_{10}^{20} ; kaynak dedektör mesafesi (Source Chamber Distance=SCD) 100 cm sabit tutularak, 10 cm ve 20 cm derinlik değerlerinde 200 MU'ya karşılık gelen değerler okunarak da TPR_{10}^{20} tespit edildi.

Çizelge 8.1. S41 cihazının foton enerjileri için ölçülen kalite endeksi

DEĞER	ENERJİ	
	6 MV	15 MV
D_{10} (okuma)	67,3	77,4
D_{20} (okuma)	39,5	49
D_{10}/ D_{20} (oran)	1,704	1,508
D_{20}/ D_{10} (oran)	0,587	0,633
TPR_{10} (okuma)	0,785	0,907
TPR_{10}^{20} (okuma)	0,530	0,689
TPR_{10}^{20} (oran)	0,675	0,760

Enerji tayini:

Belirlenen TPR^{20}_{10} değerleri ve Çizelge 8.2 kullanılarak foton demetlerinin enerjileri, 6 MV olarak bilinen foton demetlerinin nominal enerjisi 5,98 MV, 15 MV olarak bilinen foton demetlerinin nominal enerjisi 14,94 MV olarak bulundu. British Journal Radiology Supplement 25'in 1996 baskısının 74. sayfasında bulunan tablo 5.iii, Çizelge 8.2 olarak verilmiştir.

Çizelge 8.2. Nominal enerjilere karşılık gelen bazı 10cmx10cm parametreleri

Nominal Enerji (MV)	10 cm derinlikteki %dd değerleri, D_{10} (%)	Dozun %80'e düştüğü derinlik, d_{80} (cm)	Maksimum doz derinliği, r_{maks} (cm)	TPR^{20}_{10} Kalite Endeksi	cm başına azalma katsayısı $\mu_0 (cm^{-1})$
2	55,0	4,7	0,40	0,519	0,0765
4	63,0	5,9	1,00	0,626	0,0570
5	65,0	6,2	1,25	0,646	0,0525
6	67,5	6,7	1,50	0,677	0,0470
8	71,0	7,5	2,00	0,713	0,0403
10	73,0	8,0	2,30	0,731	0,0372
12	75,0	8,5	2,60	0,748	0,0342
15	77,0	9,1	2,90	0,763	0,0316
18	79,0	9,7	3,20	0,775	0,0295
21	81,0	10,3	3,50	0,789	0,0276
25	83,0	10,9	3,80	0,799	0,0262
30	85,0	11,6	4,20	0,809	0,0250
35	87,0	12,3	4,50	0,816	0,0240
40	88,5	12,9	4,80	0,824	0,0233
50	91,0	13,9	5,30	0,837	0,0225

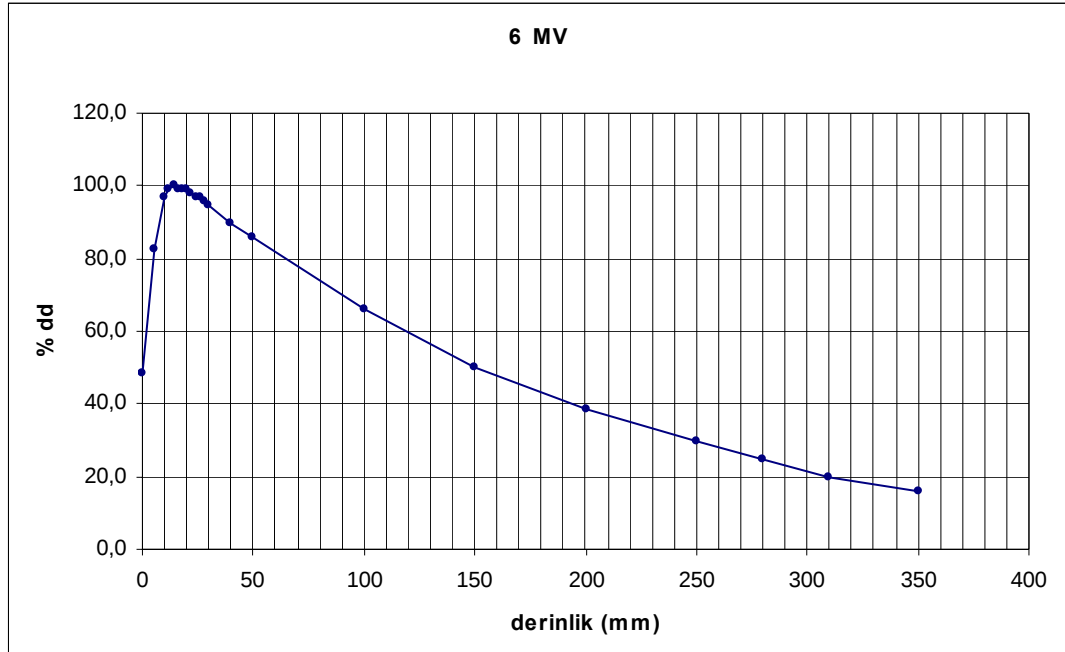
8.4. r_{maks} Tespiti, Profil Düzgünlüğünün ve Simetrisinin Kontrolü

Maksimum doz derinliğinin (r_{maks}) bulunması:

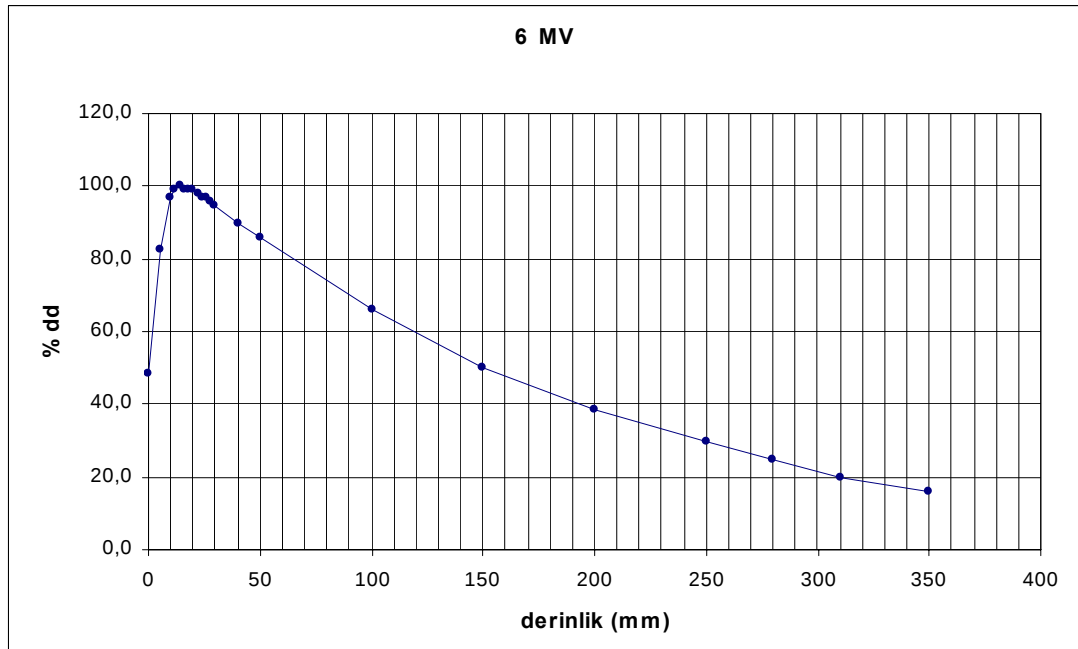
r_{maks} derinliği kolimatör açıklığı ile değişmekle beraber, 10cmX10cm kolimatör açıklığının r_{maks} derinliği, referans r_{maks} olarak kabul edilmektedir. Bunun için, 6 MV enerjili foton demetleri ile RW3 fantomda yapılan ölçümlerde (Çizelge 8.3) alınan doz değerleri grafikleştirildi (Şekil 8.3) ve 6 MV enerjili foton demetleri için r_{maks} derinliği 16 mm olarak bulundu. Aynı ölçüm su fantomuyla (Şekil 8.4) yapılarak karşılaştırıldı.

Çizelge 8.3. 6 MV için katı fantom ile r_{maks} tespiti. Alan:10cmx10cm, MU:100, SSD teknik

Derinlik (mm)	Doz (Gy)	Maksimum değere normalize edilmiş değer	%dd
0			48,3
5	0,81	0,83	82,7
10	0,95	0,97	96,9
12	0,97	0,99	99,0
14	0,98	1,00	100,0
16	0,98	1,00	100,0
18	0,97	0,99	99,0
20	0,97	0,99	99,0
22	0,96	0,98	98,0
24	0,95	0,97	96,9
26	0,95	0,97	96,9
28	0,94	0,96	95,9
30	0,93	0,95	94,9
40	0,88	0,90	89,8
50	0,84	0,86	85,7
100	0,65	0,66	66,3
150	0,49	0,50	50,0
200	0,38	0,39	38,8
250	0,29	0,30	29,6
280	0,24	0,25	24,5
310			20,0
350			16,0



Şekil 8.3. 6 MV için çizelge 8.3'ün grafik hali

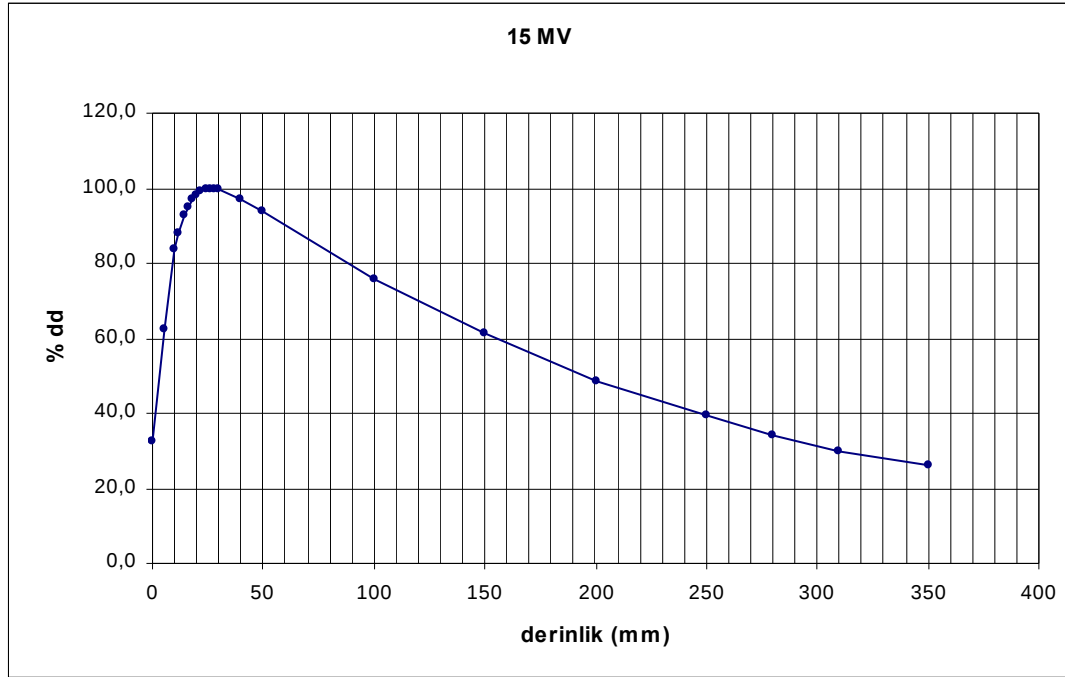


Şekil 8.4. 6 MV enerjili X ışınlarının su fantomu ile merkezi ekseninde elde edilen %dd eğrisi , alan :10cmx10cm, doz telafi kaması açısı:0⁰, SSD:100 cm

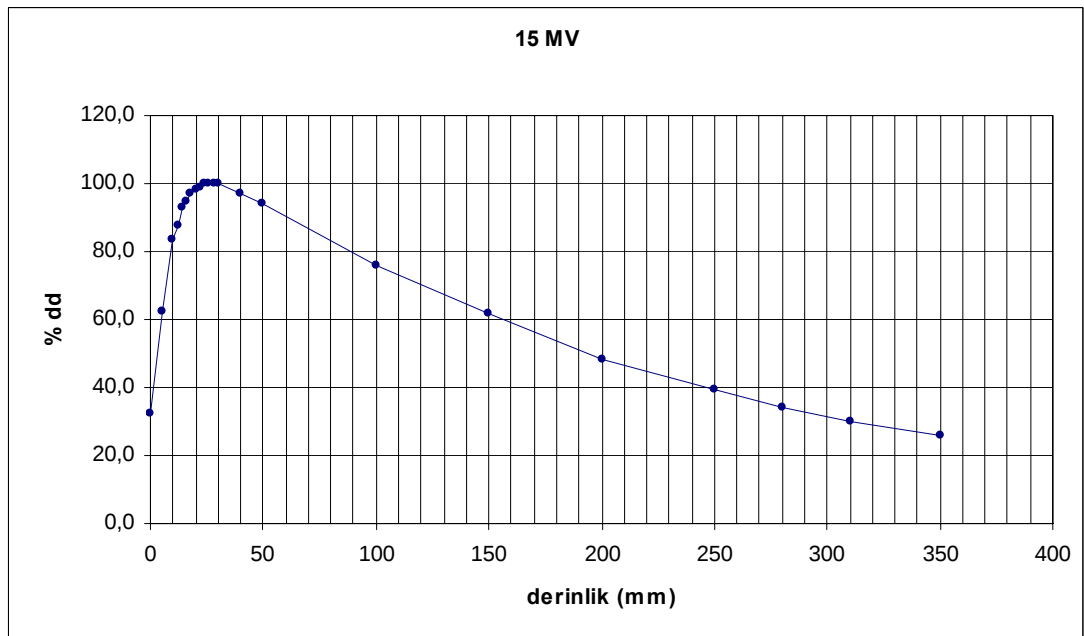
15 MV enerjili foton demetleri ile RW3 fantomda yapılan ölçümlerde (Çizelge 8.4) alınan doz değerleri grafikleştirildi (Şekil 8.5) ve 15 MV enerjili foton demetleri için r_{maks} derinliği 28 mm olarak bulundu. Aynı ölçüm su fantomuyla yapılarak (Şekil 8.6) karşılaştırıldı.

Çizelge 8.4. 15 MV için katı fantom ile r_{maks} tespiti. Alan: 10cmx10cm, MU:100, SSD teknik

Derinlik (mm)	doz (Gy)	Maksimum değere normalize edilmiş değer	%dd
0			32,3
5	0,62	0,62	62,6
10	0,83	0,84	83,8
12	0,87	0,88	87,9
14	0,92	0,93	92,9
16	0,94	0,95	94,9
18	0,96	0,97	97,0
20	0,97	0,98	98,0
22	0,98	0,99	99,0
24	0,99	1,00	100,0
26	0,99	1,00	100,0
28	0,99	1,00	100,0
30	0,99	1,00	100,0
40	0,96	0,97	97,0
50	0,93	0,94	93,9
100	0,75	0,76	75,8
150	0,61	0,62	61,6
200	0,48	0,49	48,5
250	0,39	0,40	39,4
280	0,34	0,35	34,3
310			30,0
350			26,0



Şekil 8.5. 15 MV için çizelge 8.4'ün grafik hali



Şekil 8.6. 15 MV enerjili X ışınlarının su fantomu ile merkezi ekseninde elde edilen %dd eğrisi, Alan :10cmx10cm, doz telafi kaması açısı:0⁰, SSD:100 cm

RW3 katı fantomu ve su fantomuyla yapılan r_{maks} ölçümleri sonucu elde edilen veriler Çizelge 8.5’de verilmiştir.

Çizelge 8.5. Foton demetlerinin enerjiye bağlı belirlenen r_{maks} değerleri

Enerji	Derinlik (cm)	Kat fantom	Su fantomu	Kabul
		% dd	% dd	r_{maks} (cm)
6 MV	0		48,3	1,6
	1	97,8	98	
	1,5	100	100	
	1,6	100	100	
	2	99,6	99,3	
15 MV	0		32,3	2,8
	2	98,4	95,6	
	2,5	100	99,1	
	2,8	100	100	
	3	99,4	100	
	4		96,6	

Böylece r_{maks} derinliği 6 MV ve 15 MV enerjili fotonlar için bulunmuş oldu.

Çizelge 8.6’da Target2 planlama sistemi için profil ölçüm derinlikleri verilmiştir. Tedavi planlama sistemi beş profil istediğinden, bu profillerin ilk derinliği r_{maks} , ikinci ve sonraki derinlikleri ise, 8cm ve 8cm’in katları eklenerek bulundu. Bu derinlikler, planlama sisteminin verdiği derinliklerdir.

Çizelge 8.6. Tedavi planlama sistemi için alınacak profillerin derinlikleri

Foton Enerjisine Bağlı Derinlik (cm)	6 MV için	1,6	9,6	17,6	25,6	33,6
	15 MV için	2,8	10,8	18,8	26,8	34,8
Profil Numarası		1	2	3	4	5

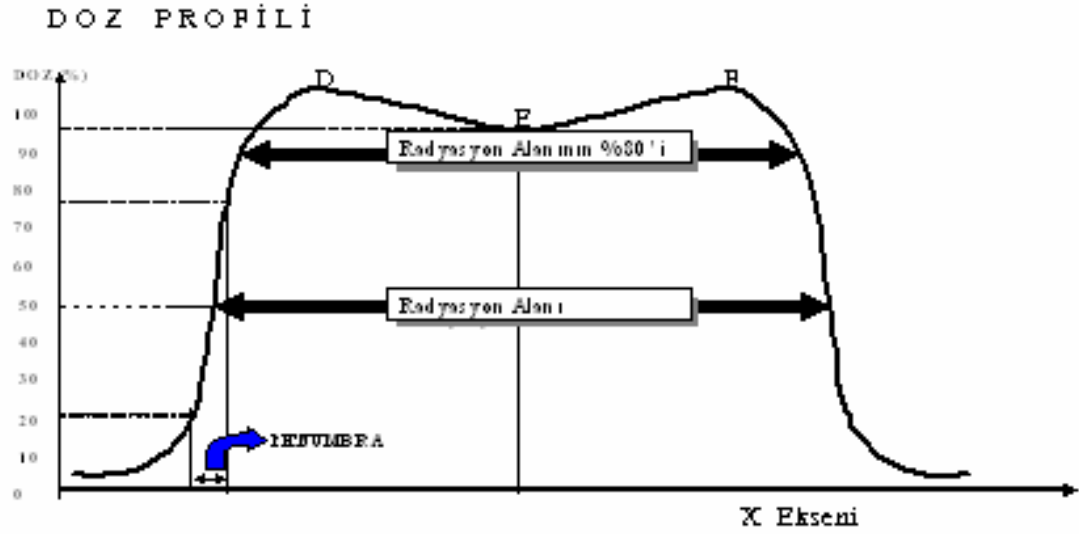
Doz profili ölçümü:

Doz profili yardımıyla doz düzgünlüğü, simetri ve penumbra ile ışın karakteristikleri hakkında bilgi alırız. Her hangi bir doz profili, ışınlanan doku hacmi içinde dozun, bir çizgi boyunca uzaysal durumunu yada konumunu yansıtır. Özellikle alan topografisi ve penumbranın tanımlanmasına çok uygundur. Doz profillerinde, dozlar, merkez ışın üzerinde normalize edilerek gösterilirler. Suda alınan doz profilleri kanser tedavisi için açılan ışık alanındaki herhangi bir noktadaki dozu tespit etmek amacıyla kullanılır. Herhangi bir derinlik için merkezi ekseninde alınan doz, ışın alanının diğer noktalarına göre en yüksek doza sahiptir. Doz, alanın en kenarında çok hızlı düşmektedir (Bkz. Şekil 8.3). Bu düşüş tedaviyi fazla etkilemediğinden ve kabul edilebilir limitler içinde olduğundan gözyumulur. Bu bölge, yarı gölge veya penumbra olarak adlandırılır. Sabit SSD’de yüzeyde, merkezi eksenin maksimum dozunun %50’sinin geçtiği yerdeki alan boyutu radyasyon alanı olarak tanımlanır. Radyasyon alanının içinde ve dışında bulunan geometrik penumbra bölgesinin genişliği; kaynak boyutuna, kaynak uzaklığına ve kaynak - kolimatör mesafesine bağlıdır. Doz profilleri, hava yada fantomda belirli derinliklerde ölçülebilirler.

Penumbra: %80- %20 dozların yatay ekseni kesen dikmeleri arasındaki mesafedir.

Düzgünlük: Alanın %80 aralığındaki doz şiddetinin maksimum değişimidir.

Simetri: Alanın kenardan kenara eşitliğinin ölçüsüdür.



Şekil 8.7. Doz profili'nin şematik açıklaması

Her enerji için simetrik alanların doz profilleri ölçümleri, Welhöfer su fantomunda SSD=100 cm'de crossplane doğrultusunda, Target2 planlama sisteminin ön gördüğü profil derinliklerinde yapılmıştır.

Target2 planlama sistemi, profil ölçüm derinlikleri için, foton ışınlarının karakteristik r_{maks} derinliğinden itibaren, sekizer santim aralıklarla beş profil ölçümü alınmasını öngörmektedir (photon beam data workbook). Bunun için, önce fotonların enerjilerine bağlı karakteristik r_{maks} derinliği bulundu, sonra profil düzgünlüğü ve profil simetrisine bakıldı.

Bu işlemlerde, welhöffer su fantomu sistemi yazılımında mevcut olan protokollerden "Protokol 1" kullanıldı. Buna göre, merkezi eksen de dozun %50'ye düştüğü noktada, alan kenarından başlayıp merkeze kadar devam eden bir taraftaki doz eğri fonksiyonu U, diğer taraftaki doz eğri fonksiyonu da V olarak tanımlanmaktadır. U ve V fonksiyonlarının integrallerinin farkının toplamlarına oranının 100 ile çarpımı simetri'yi vermektedir.

$$Simetri(Symmetry) = \frac{\left| \int Udu - \int Vdv \right|}{\left| \int Udu + \int Vdv \right|} \times 100 \quad [8.2]$$

Alanın X ve Y eksenleri boyunca %80'i içinde bulunan en yüksek doz değeri ile en düşük doz değerinin farkının, bu değerlerin toplamına oranının 100 ile çarpılması, düzgünlük (flatness) olarak tanımlanmaktadır. Bu oran $\pm\%3$ 'den az olmalıdır.

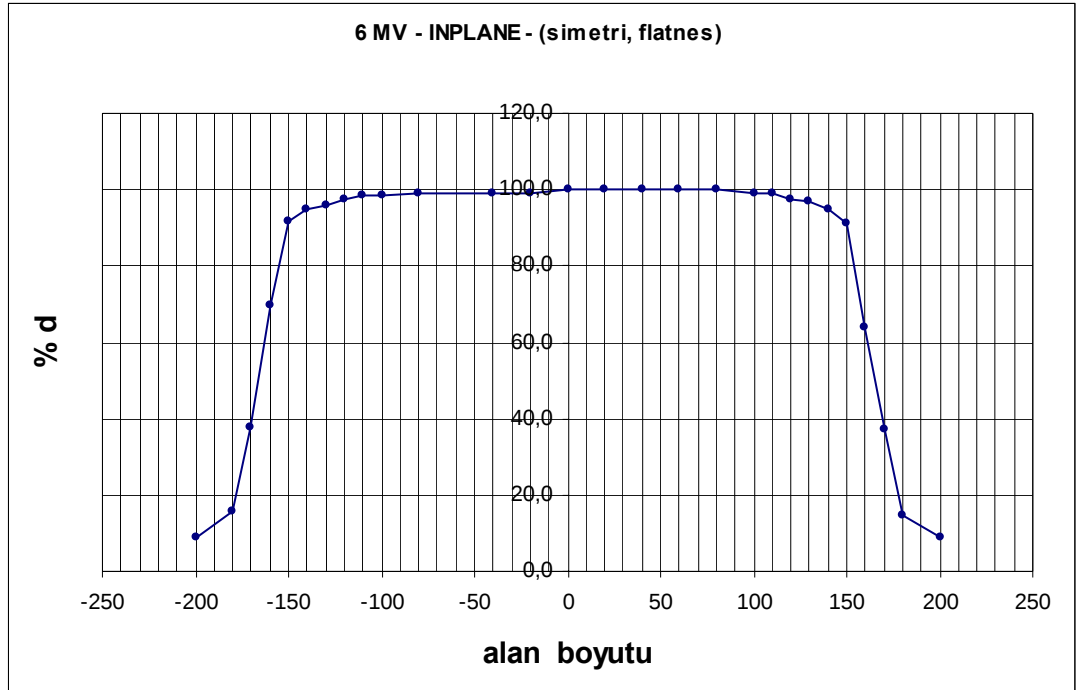
Radyasyon onkoloğu tarafından belirlenen hedef hacmin homojen doz almasını sağlamak için, X ışını demet düzgünlüğünün derecesi, ortalama soğurulan dozdan maksimum yüzde sapma olarak tanımlanmaktadır. Bu genelleştirilmiş tanımlama hem asimetrik hem de multilif kolimatör için uygulanabilir.

$$Düzgünlük(flatness) = \left[\frac{doz_{maks} - doz_{min}}{doz_{maks} + doz_{min}} \right] \times 100 \quad [8.3]$$

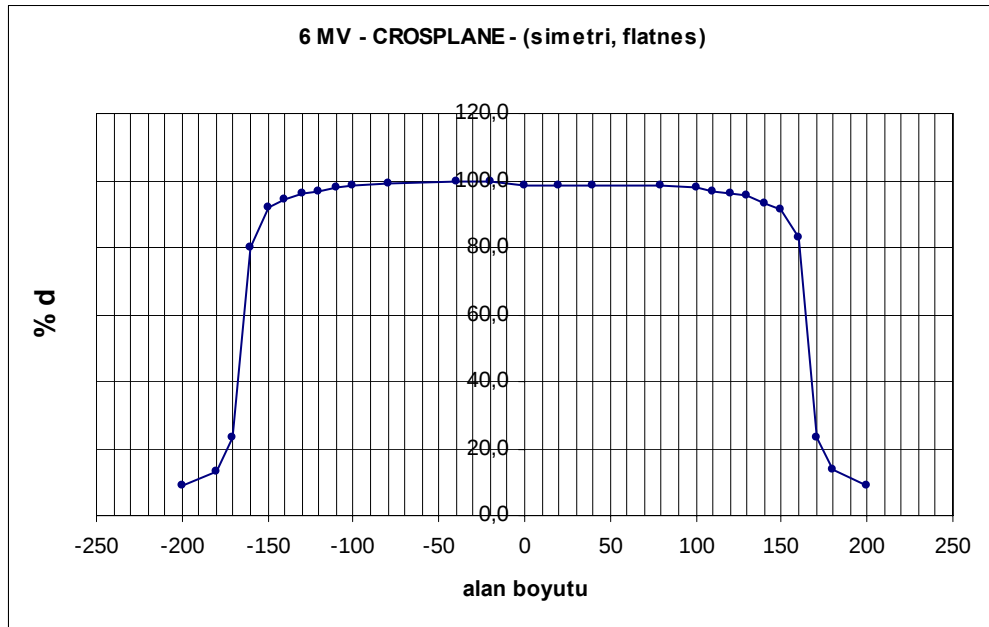
Demet düzgünlüğü su veya su eşdeğeri ortamda 10 cm. derinlikte 30x30 cm' e kadar alanlarda yapılmalıdır.

Önce, hasta tedavi masası boyuna sonra enine hareket ettirildi, RW3 fantomunda okunan doz değerleri grafik kağıdında grafikleştirilerek profil çizdirildi. Profillerin sağ ve sol yandaki kare miktarı sayılarak düzgünlük ve simetri hesaplandı (Çizelge 8.8) ve kontrol edildi. Profil düzgünlüğü ve simetriye aylık periyotlarla bakılmalıdır.

Sonra, su fantomu kullanılarak ölçülen enine (crossplane) (Şekil 8.9) ve boyuna (inplane) (Şekil 8.8) doz profillerinden su fantomunun bilgisayarı aracılığı ile analiz yaptırıldı. Ölçümler 30cmx30cm ve 10cmx10cm alan değerleri ile referans (10 cm) ve r_{maks} derinliklerinde yapıldı.

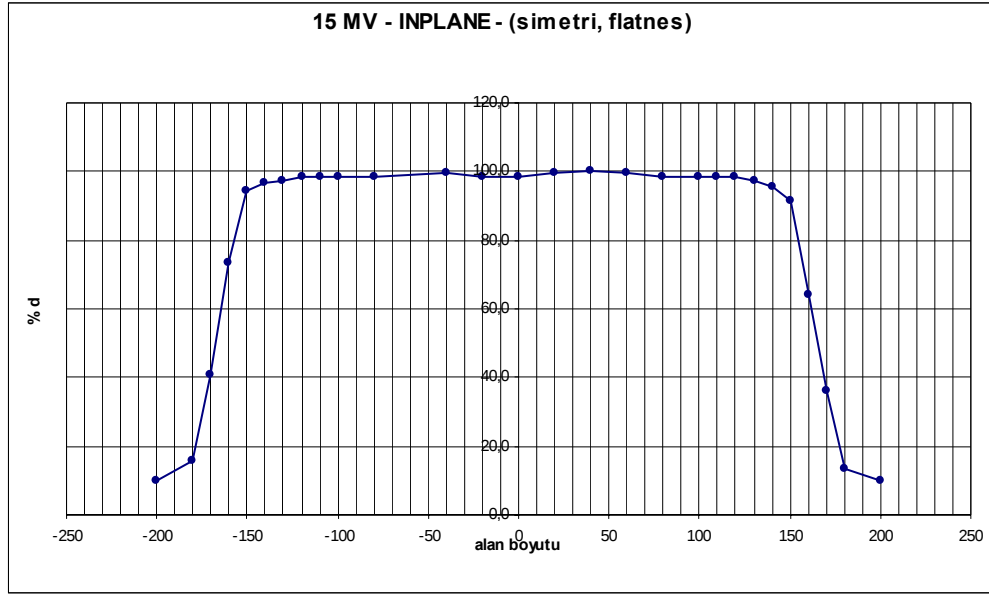


Şekil 8.8. 6 MV enerjili fotonlar için boyuna profil. 30cmx30cm, $d:r_{\text{referans}}=10\text{cm}$

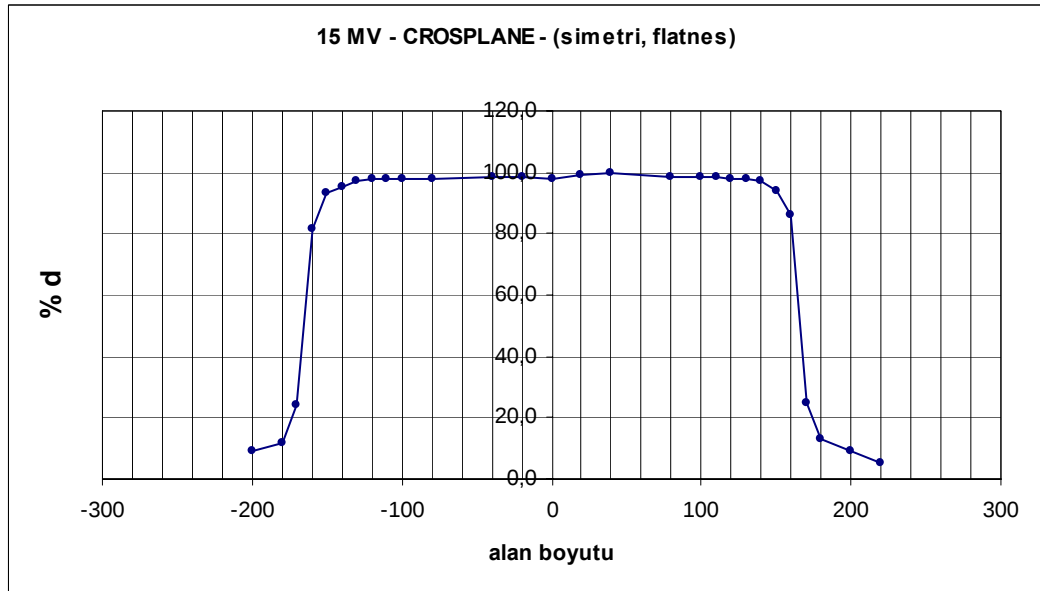


Şekil 8.9. 6 MV enerjili fotonlar için enine profil. 30cmx30cm, $d:r_{\text{referans}}=10\text{cm}$

15 MV enerjili foton demetleri için de, boyuna (Şekil 8.10) ve enine (Şekil 8.11) profiller 30cmx30cm alan ve referans derinlikte (10 cm) alındı.



Şekil 8.10. 15 MV enerjili fotonlar için boyuna profil. 30cmx30cm, $d:r_{\text{referans}}=10\text{cm}$



Şekil 8.11. 15 MV enerjili fotonlar için enine profil. 30cmx30cm, $d:r_{\text{referans}}=10\text{cm}$

Çizelge 8.7. Su fantomu ile yapılan simetri ve düzgünlük ölçümleri

ENERJİ	DERİN LİK (cm)	S U F A N T O M U ile yapılan ölçüm sonucu (AYLIK)							
		BOYUNA (INPLANE)				ENİNE (CROSSPLANE)			
		10cm x 10cm		30cm x 30cm		10cm x 10cm		30cm x 30cm	
		Simetri	Flatnes	Simetri	Flatnes	Simetri	Flatnes	Simetri	Flatnes
6 MV	$r_{\max} = 1,6$	0,30	1,30	0,00	1,60	0,50	1,90	0,60	1,20
	10	0,40	3,20	0,60	2,80	0,70	3,20	0,50	2,70
15 MV	$r_{\max} = 2,8$	0,30	2,00	0,00	1,90	0,40	1,90	0,30	1,80
	10	0,20	3,00	0,20	1,60	0,50	4,00	0,50	2,10

Çizelge 8.8. RW3 katı fantomu ile yapılan simetri ve düzgünlük ölçümleri

ENERJİ	DERİN LİK (cm)	K A T I F A N T O M ile yapılan ölçüm sonucu							
		BOYUNA (INPLANE)				ENİNE (CROSSPLANE)			
		10cm x 10cm		30cm x 30cm		10cm x 10cm		30cm x 30cm	
		Simetri	Flatnes	Simetri	Flatnes	Simetri	Flatnes	Simetri	Flatnes
6 MV	$r_{\max} = 1,6$	0,70	1,40	0,0	1,20	0,60	1,60	0,40	1,00
	10	0,60	2,20	0,20	1,20	0,5	2,00	0,20	1,80
15 MV	$r_{\max} = 2,8$	0,30	1,60	0,20	1,90	0,20	1,40	0,10	1,70
	10	0,50	3,00	0,14	0,90	0,40	2,50	0,40	1,30

Böylece, 6 MV ve 15 MV enerjili fotonların her enerji için 10cmX10cm ve 30cmX30cm alanlarda, $r_{\max}$ ve 10 cm derinlikte profil düzgünlüğü ve simetrilerine bakıldı. Limit değerlerin dışında olanlar yetkili teknik servis tarafından sınır değerlere taşındı. Sonra, el hesabında ve tedavi planlama sisteminde kullanılacak, kolimatör açıklık değerleri belirlendi. SSD=100cm'deki derinliğe bağlı %dd değerleri ile, tedavi planlama sisteminde kullanılacak profillerin ölçümü yapıldı.

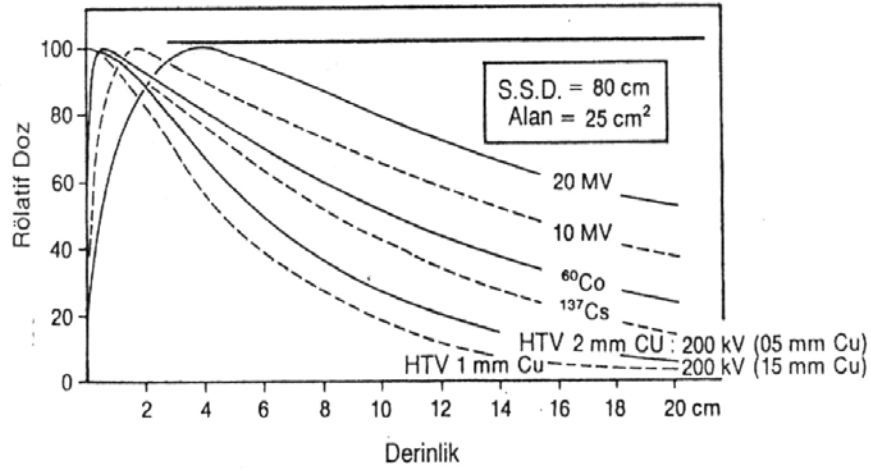
8.5. Derin Doz Dağılımları

X foton demetleri hastaya veya fantoma girdiğinde, soğurulan doz derinlik ile değişir. Bu değişimin enerji, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan olan uzaklık, demet kolimasyon sistemi gibi birçok nedeni vardır. Bu durumda hasta içerisindeki dozu hesaplamak için, derin doz parametrelerini etkileyebilecek yukarıda bahsedilen şartların bilinmesi gerekir.

Doz hesaplamasında en önemli basamak, radyasyon demeti merkezi eksenini boyunca derin doz değişimini belirlemektir. Derin doz değişiminin iyi anlaşılması için, Yüzde Derin Doz (%dd) (Percentage Depth Dose), TAR (Tissue-Air-Ratio), TPR (Tissue-Phantom-Ratio), TMR (Tissue-Maximum-Ratio), SAR (Scatter-Air-Ratio), SMR (Scatter-Maximum-Ratio) kavramlarının bilinmesi gerekir. Bu nicelikler genellikle küçük hacimli iyon odası kullanılarak su fantomunda veya su eşdeğeri katı fantomlarda ölçülür. TLD, diyot ve Film dozimetrisi de ölçüm yöntemi olarak kullanılmaktadır (21).

Derinlik veriminin foton enerjisi ile değişmesi:

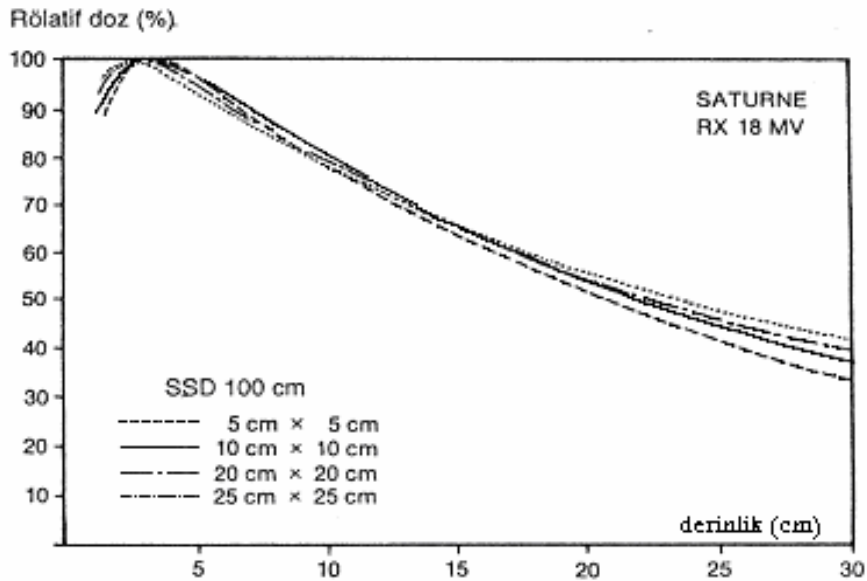
Şekil 30’da görüldüğü gibi derinlik verimi eğrisi sekonder elektronların dozu artırıcı etkisiyle, ciltten itibaren önce bir yükselme gösterir, elektronik denge hattında maksimum doza ulaşır, sonra fotonun doku tarafından tutulma (absorbsiyon) katsayısına uygun olarak eksponansiyel bir azalma gösterir. Maksimum dozdan sonra yer alan belli bir derinlikte doz verimi ışın enerjisi ile orantılıdır, yani doz azalması, enerjisi düşük X ışınlarında daha fazladır. %dd değerleri demet kalitesi arttıkça yani enerjisi arttıkça artar (Şekil 8.12). Bu artış, verilen bir derinlik için, %dd eğrilerinin eğiminin azalması ve demet giriciliğinin (penetrate) artması demektir.



Şekil 8.12. Bazı foton enerjilerinin derinlik verim eğrisi (%dd)

Derinlik veriminin alan genişliği ile değişmesi:

Alan genişliği arttıkça saçılan ışınlarda artmakta ve ışın aksında, daha küçük saha genişliğine göre doz artışına yol açmaktadır. Bu doz artışı derinlik arttıkça daha önemli hale gelmektedir (şekil 8.13). Burada alan boyutu ile kastedilen, cihazın SSD mesafesinde ışın aksına dik planda oluşan izodoz çizgisinin (genelde % 50 izodoz çizgisi) genişliğidir.



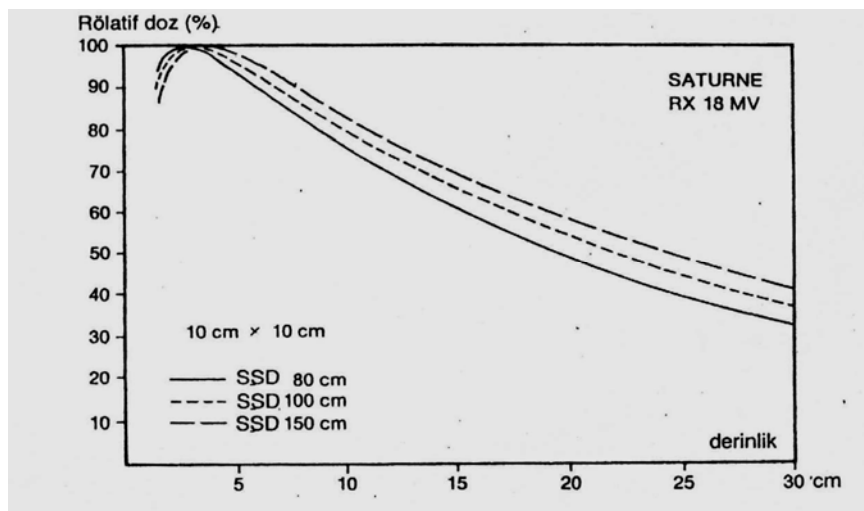
Şekil 8.13. 18 MV enerjili fotonlar için alan genişliğine bağlı derinlik verimi grafiği

Bağımlılık saçılan elektron ve fotonlardan kaynaklanmaktadır. Alan büyüklüğü artarken saçılan ışınlar da arttığından saçılan radyasyonun soğurulan doza katkısı da artmaktadır. Saçılan dozda bu artış, büyük derinliklerde fantom saçılmasının da katkısı ile r_{maks} 'dakinden büyük olduğundan, %dd alan büyüdükçe artmaktadır. Alan büyüklüğüne bağlı %dd'daki artış enerjiden bağımsızdır. Saçılma olasılıkları artan enerji ile azalacağından ve yüksek enerjili fotonlar daha yoğun olarak ileri saçılacağından, %dd'ların alan bağımlılığı, yüksek enerjilerde düşük enerjilere oranla daha az olmaktadır.

Derinlik veriminin SSD ile değişmesi:

Bir nokta kaynağın yayınlandığı foton akısı, kaynağa olan uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak değişir (inverse square law = ISL).

Bir noktadaki gerçek doz şiddeti, kaynaktan uzaklaştıkça azalmasına rağmen, bir referans noktasına göre rölatif bir doz olan, aynı alan genişliğinde derin doz verimi (%dd) SSD ile artar (Şekil 8.14). Örneğin Co-60 gamma ışınında SSD 50 cm'de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik bir alanda 10 cm derinlikte % 49,7 olan derin doz verimi, SSD 80 cm olunca % 55.6 olmaktadır. Yani daha uzak bir kaynak cilt mesafesi, daha yüksek bir derinlik verimi elde edilmesini sağlar.



Şekil 8.14. SSD - derinlik verimi grafiği

%dd, derindeki doza göre yüzey dozunu (d_{max}) belirlediğinden, SSD mümkün olduğu kadar büyük olmalıdır. Küçük SSD'lerde %dd'lar küçük olacağından belirli bir tümör dozu için cilt dozları çok yüksek olacaktır.

Megavoltaj tedavide, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde tavsiye edilen minimum SSD 80 cm'dir. Klinikte herhangi bir uygulamada kullanılan SSD, standart SSD'den farklı olabilir. Yani çok büyük tedavi alanları için büyük SSD'ler gerekebilir. Böylece, standart SSD için olan %dd, gerçek tedavide kullanılan SSD için olan %dd'a çevrilmelidir. Bu çevirme işleminde Mayneord faktörü (F) kullanılmaktadır.

SSD=f için r derinliğindeki A alanda %dd= $P(r,A,f)$ olduğunda F faktörü,

$$F = \left[\left(\frac{f_2 + r_{maks}}{f_1 + r_{maks}} \right)^2 \times \left(\frac{f_1 + r}{f_2 + r} \right)^2 \right] \quad [8.4]$$

formülü ile bulunur. Buradan da farklı SSD'ler için %dd'lar,

$$P(r, A, f_2) = P(r, A, f_1) \times F \quad [8.5]$$

formülü ile elde edilir. Eğer $f_2 > f_1$ ise $F > 1$ 'dir.

Harici (eksternal) demet tedavisi için kullanılan klinik kaynakların sınırlı bir büyüklükleri olduğundan, kaynak boyutlarından bağımsız hale gelmek için SSD genellikle büyük seçilir (>80cm).

Diğer anlamda kaynak, büyük SSD'lerde bir nokta olarak düşünülebilir. Böylece, doz şiddeti kaynağın karesiyle ters orantılı olarak değişmesi kanununa (TKK) uyar. %dd'ler, TKK'nın etkisinden dolayı SSD ile artar. Bir noktadaki gerçek doz şiddeti, kaynaktan uzaklaştıkça azalmasına rağmen, bir referans noktasına göre rölatif bir doz olan %dd'ler SSD ile artar (24).

%dd verileri, genellikle kare alanlar içindir. Klinik pratikte, ele alınan tedavilerin çoğunluğu dikdörtgen, bloklu ve şekilli alanlar olduğundan bu alanların kare alanlara eşdeğerlerinin bulunması istenir. Uzunlukları a ve b olan dikdörtgen şeklindeki bir alanın kare eşdeğerinin kenar uzunluğu (EKK),

$$EKK = 2 \times \left[\frac{a \times b}{a + b} \right] \quad [8.5]$$

formülünden bulunur. Uzunlukları a ve b, korumalı alan miktarı da S olan dikdörtgen şeklindeki bir korumalı alanın kare eşdeğerinin kenar uzunluğu ise (KEKK),

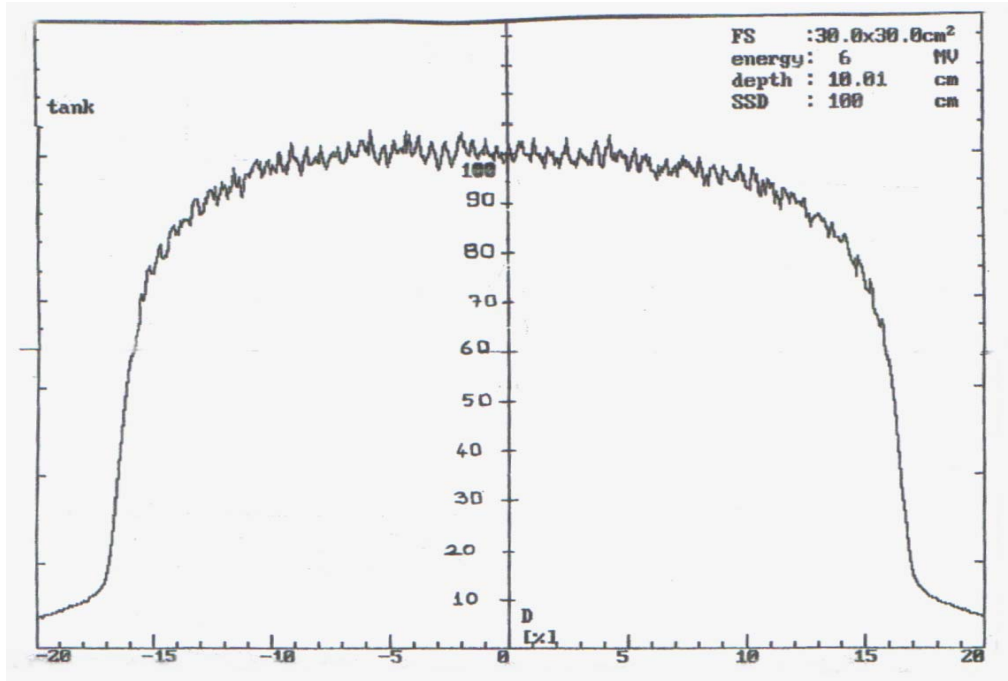
$$KEKK = 2 \times \left[\frac{(a \times b) - S}{(a + b)} \right] \quad [8.6]$$

formülünden bulunur.

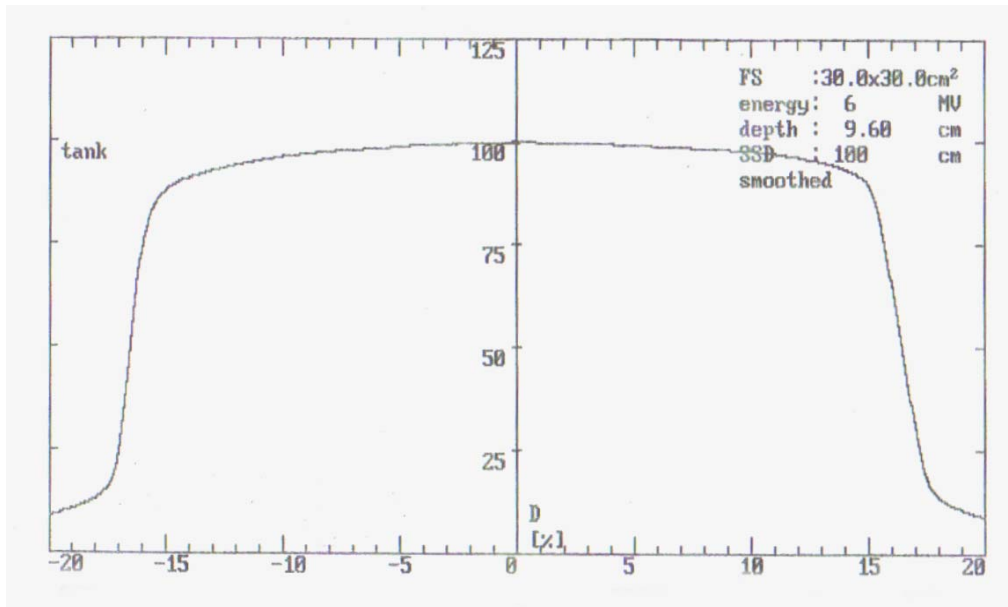
SSD=100 cm 10cmx10cm alanda alınan %dd eğrilerinden, 15 MV için $r_{maks}=2,8$ cm 6 MV için $r_{maks}=1,6$ cm olarak bulundu. Ölçümlerde Wellhöfer su fantomu kullanıldı ve SSD=100 cm’de her iki enerji için 40, 50, 60, 70, 80, 100, 120, 140, 160, 180, 200, 240, 300, 350, 400 cm² kolimatör açıklıklarında %dd eğrileri elde edildi. Profiller, tedavi planlama sisteminin istediği derinliklerde (Bkz. Çiz. 8.6) alındı.

%dd ve profil eğrileri iyon odası aracılığı ile bilgisayar ekranına çizdirilirken iyon odasından, iletim kablosundan, ekrandan, çeviricen veya başka bir etkenden kaynaklanan, adına da gürültü denen zikzaklı bir şekilde çizilmektedir (Şekil 8.16).

Gürültülü eğriler, planlama sistemine aktarılmadan gürültüden kurtarılmalıdır. Bunun için, en küçük kare yaklaşımı, belirli mesafedeki değerlerin ortalamasının alınması yaklaşımı gibi matematiksel yaklaşımlar kullanılmakta, bu işleme de düzeltilme işlemi (smooth) denilmektedir (Şekil 8.17) .



Şekil 8.16. 6 MV enerjili foton demetlerinin gürültülü profil eğrisi

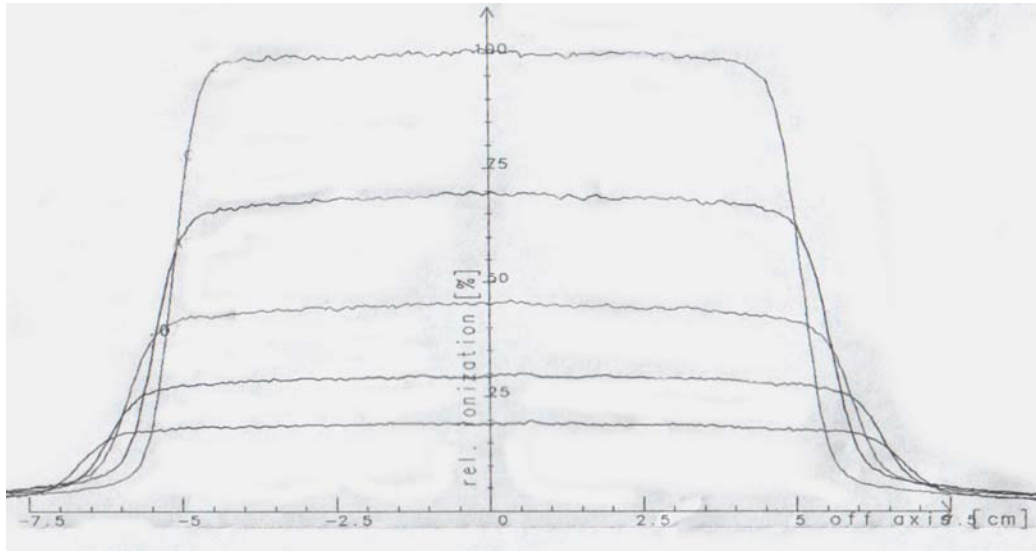


Şekil 8.17. 6 MV enerjili foton demetlerinin gürültüsü düzeltilmiş hali

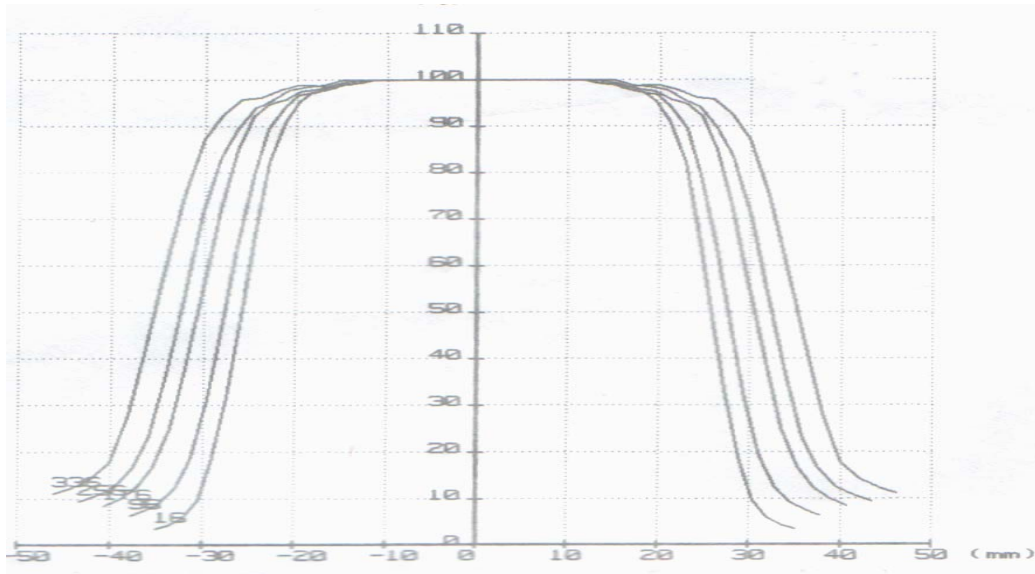
İstenen bütün alan ve derinliklerde %dd ve profiller alındı. 350 mm² ve 400 mm² alanlar için su tankının büyüklüğü yeterli gelmediğinden profiller su tankında, alan merkezi tank yana kaydırılarak tanımlanmak suretiyle, alanların yarı eğrileri alındı,

ayna yöntemiyle diğer yarıları tamamlanarak (diagonal olarak da alınabilirdi) planlama sistemine aktarıldı.

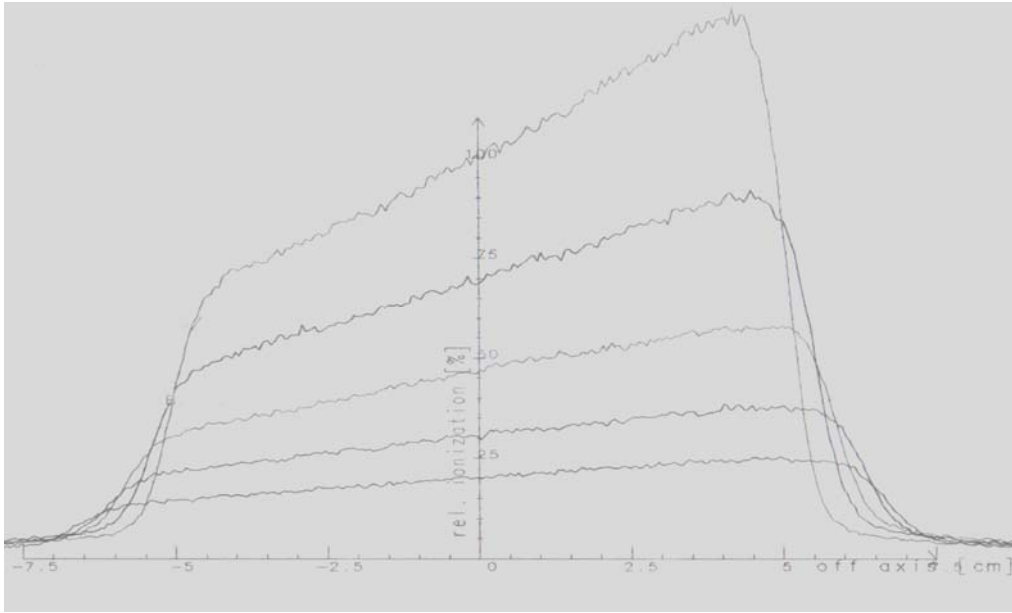
%dd değerleri, el hesabında kullanılmak üzere tablolaştırılarak 6 MV enerjili fotonlar için Çizelge 8.9’da, 15 MV enerjili fotonlar için de Çizelge 8.10’da verildi.



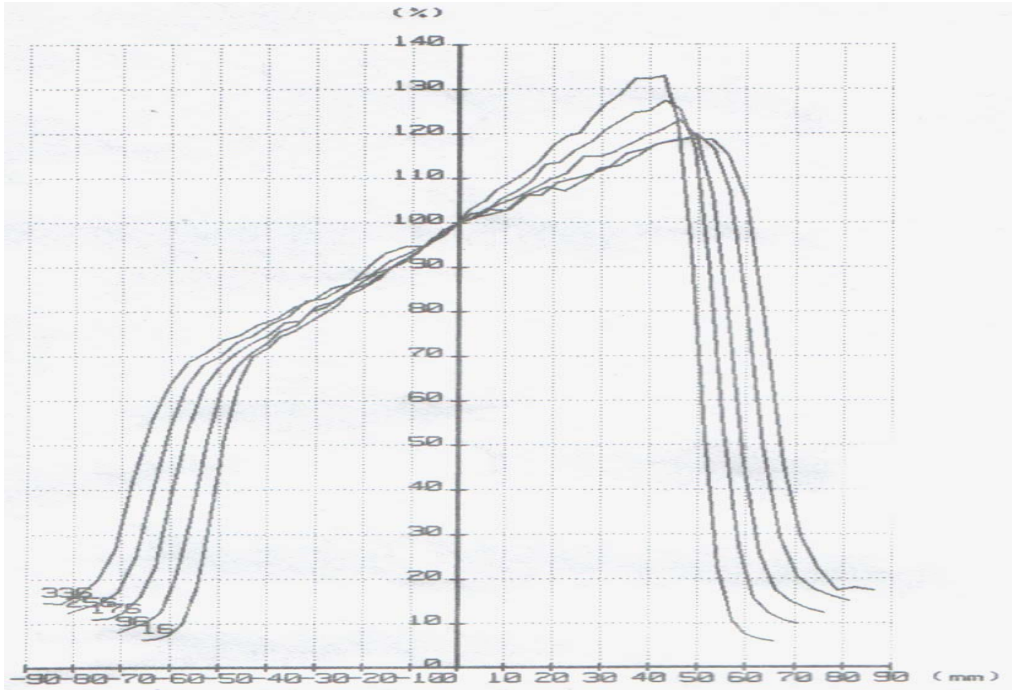
Şekil 8.18. 6 MV enerjili foton demetlerinin istenen derinliklerde ve merkezi ekseninde alınan profillerin normalize edilmemiş halde görünüşü



Şekil 8.19. 6 MV enerjili foton demetlerinin istenen derinliklerde ve merkezi ekseninde alınan profillerin 100’e normalize edilmiş halde görünüşü



Şekil 8.20. 6 MV enerjili foton demetlerinin önünde doz telafi kaması varken, istenen derinliklerde ve merkezi ekseninde alınan profillerin 100'e normalize edilmemiş halde görünüşü



Şekil 8.21. 6 MV enerjili foton demetlerinin önünde doz telafi kaması varken, istenen derinliklerde ve merkezi ekseninde alınan profillerin 100'e normalize edilmiş halde görünüşü

Çizelge 8.9. 6 MV enerjili fotonların simetrik alanlarda (cm²) SSD:100cm’de ölçülen %dd değerleri

Alan → Derinlik↓	2	4	5	6	8	10	12	15	20	25	30	40
0 (mm)	42,2	46,8	44,4	47,2	49,5	48,3	53,8	55,5	57,3	61,4	63,6	72,3
5	81,3	84,3	81,1	84,2	86,7	82,2	87,6	88,3	87,8	89,8	90,3	94,4
10	98,1	98,4	97,3	97,5	99,4	97,6	98,1	98,2	98,1	99,5	99,7	99,4
12	100,1	99,8	99,5	99,2	100,0	99,1	99,8	99,5	99,8	99,8	100,3	100,1
14	100,6	99,9	100,0	100,2	100,6	100,6	100,8	99,8	100,4	100,2	100,2	100,5
16	99,7	100,7	100,5	100,6	100,6	100,5	100,4	100,8	100,1	100,2	99,3	100,5
18	99,6	100,6	99,9	100,3	100,4	100,1	100,0	100,4	99,8	99,8	99,4	99,6
20	98,1	99,6	99,4	99,2	98,9	98,9	99,2	99,4	99,1	99,1	98,2	99,2
22	98,3	98,6	98,6	96,9	98,0	98,6	98,6	98,4	98,3	98,6	98,3	98,6
24	97,5	96,9	98,1	96,0	97,9	98,4	97,4	97,7	98,6	98,0	97,8	98,0
26	96,5	96,1	97,2	95,6	98,1	98,2	97,1	96,8	97,4	97,4	98,1	98,3
28	95,6	95,9	96,5	94,7	96,2	96,9	96,9	96,0	97,1	97,0	97,2	96,9
30	93,5	94,2	95,6	93,7	95,2	96,0	95,5	95,2	96,4	96,3	95,7	95,6
35	91,1	92,5	93,4	90,9	93,3	93,5	94,2	93,5	93,7	93,5	93,7	94,0
40	87,8	89,7	91,2	89,1	90,8	92,3	92,3	90,8	92,4	92,4	91,8	92,5
45	84,8	86,7	88,3	86,5	88,9	90,5	89,1	88,9	90,7	90,0	89,6	90,6
50	82,5	84,5	86,3	84,4	86,4	88,3	85,7	87,5	88,1	88,1	88,5	89,5
55	79,6	81,7	83,9	82,6	84,9	85,2	84,0	85,2	85,5	86,3	87,5	87,2
60	77,7	80,1	81,9	81,0	81,5	83,1	82,5	83,7	84,5	84,9	84,5	83,5
70	72,9	75,2	77,6	76,1	76,6	78,5	78,5	80,0	81,1	81,2	82,1	81,2
80	68,3	71,8	73,2	73,0	73,7	75,9	75,5	75,7	77,0	77,6	78,7	77,8
90	64,6	67,7	69,1	68,0	69,5	70,8	72,3	72,4	74,1	75,3	74,6	75,4
100	60,9	63,7	64,9	64,1	66,6	68,2	68,4	69,3	69,6	70,5	71,4	72,0
120	53,7	55,7	58,2	57,5	59,3	61,1	61,2	62,1	64,4	65,2	65,5	66,4
140	47,5	49,8	51,1	51,3	53,2	54,8	55,3	56,3	58,0	60,1	60,5	60,3
160	41,9	44,7	45,7	44,9	47,5	49,6	49,6	51,3	53,2	54,3	54,7	56,0
180	37,3	38,5	40,6	40,7	42,8	44,1	44,7	46,7	48,2	49,0	49,4	51,0
200	32,8	35,2	36,2	36,5	38,1	40,1	39,6	41,5	43,1	44,1	45,1	46,0
240	26,1	27,3	29,0	28,8	30,4	32,0	32,7	33,4	35,7	36,6	37,6	38,4
300	18,3	19,8	21,0	20,5	22,3	23,3	23,6	24,9	26,7	27,7	28,0	28,8

Çizelge 8.10. 15 MV enerjili fotonların simetrik alanlarda (cm²) SSD:100cm'de ölçülen %dd değerleri

Alan → Derinlik↓	2	4	5	6	8	10	12	15	20	25	30	40
0 (mm)	27,4	26,5	25,7	28,1	31,9	31,4	37,7	39,5	43,3	49,2	54,4	61,3
5	65,5	62,0	58,5	62,8	66,6	63,5	70,6	70,9	72,0	75,6	79,3	84,0
10	86,3	82,7	80,5	83,5	85,3	83,2	87,1	88,4	89,3	91,5	93,4	95,2
15	97,5	93,4	91,5	93,3	95,0	93,1	96,0	96,5	96,9	97,5	98,4	99,1
20	100,1	98,1	97,3	98,3	98,8	98,9	99,6	99,4	100,5	100,4	100,4	100,0
24	98,8	100,2	99,3	99,6	100,2	99,8	100,4	100,7	99,9	99,8	99,5	99,8
25	100,1	100,4	99,5	99,9	100,6	99,8	100,2	100,0	100,2	100,1	100,1	99,8
26	100,8	100,2	100,6	100,2	100,6	100,0	99,8	99,6	99,6	100,0	99,5	99,5
27	99,8	100,6	99,5	100,8	100,0	99,9	100,0	99,1	99,9	99,5	99,3	99,3
28	99,7	100,2	100,2	100,0	100,2	99,7	100,0	99,3	99,8	99,8	99,0	98,6
29	99,9	99,4	100,0	99,8	100,0	99,7	99,7	100,2	100,0	99,2	98,4	98,6
30	100,2	99,3	100,2	100,5	99,6	98,9	99,4	100,6	98,9	98,6	98,5	98,2
32	100,2	100,4	99,7	100,7	99,1	98,8	99,1	100,1	99,3	98,4	97,6	98,4
35	99,4	99,6	99,9	98,4	97,9	98,3	97,7	98,8	97,7	97,5	96,6	97,6
40	96,0	98,5	98,2	97,8	97,7	97,5	97,5	97,0	95,8	95,8	95,6	95,0
45	94,9	94,8	96,1	95,4	95,0	96,3	96,1	94,5	95,2	93,5	94,0	93,6
50	91,3	92,9	93,7	94,6	94,9	93,6	92,6	92,8	93,6	93,1	91,8	91,8
55	89,8	91,0	92,2	91,9	91,9	91,4	91,1	91,6	91,6	90,8	90,0	90,8
60	89,0	89,0	90,0	90,6	89,6	89,5	89,6	89,0	89,6	88,6	88,3	89,4
70	85,3	84,8	86,4	86,9	86,2	86,4	86,0	86,1	86,6	85,3	85,3	85,5
80	79,6	81,7	82,4	82,4	83,4	83,2	82,4	83,6	84,0	82,9	82,6	83,0
90	75,3	77,6	78,3	78,7	79,4	79,6	78,6	79,6	79,9	79,6	79,6	79,4
100	73,7	74,0	74,3	74,5	75,2	77,2	76,1	76,7	76,4	76,6	76,8	75,6
120	65,1	66,8	69,2	68,8	69,4	69,9	69,4	70,3	71,5	71,1	70,9	70,8
140	61,1	60,7	61,8	63,3	63,7	63,1	64,2	65,2	65,7	65,3	65,2	66,5
160	55,6	55,6	56,1	57,0	58,5	58,5	58,7	60,0	60,2	60,7	60,7	61,2
180	50,3	50,3	51,7	51,6	52,4	53,7	54,0	54,7	55,8	55,6	56,2	56,4
200	46,1	45,7	46,9	47,7	48,5	49,0	49,2	50,1	51,5	51,6	52,3	52,6
240	38,2	38,3	39,2	39,7	41,0	41,2	41,5	42,9	43,7	44,1	44,5	45,1
300	29,2	29,1	30,1	30,5	31,4	32,4	32,3	33,4	33,9	34,6	35,2	35,9

6 MV enerjili foton demetlerinin elde edilen %dd değerleri (Bkz. Çiz. 8.9), BJR Supplement No.11 değerleri (Bkz. Çiz. 8.11) ile karşılaştırıldı. Elde edilen değerlerin çok yakın olduğu tespit edildi.

Çizelge 8.11. 6 MV enerjili fotonların kare alanlarda SSD:100cm’de BJR Supplement No.11 %dd değerleri

Alan → Derinlik↓	0x0 cm ²	3x3 cm ²	4x4 cm ²	6x6 cm ²	8x8 cm ²	10x10 cm ²	12x12 cm ²	15x15 cm ²	20x20 cm ²	25x25 cm ²
Verim faktörü		0,95	0,96	0,98	0,99	1,00	1,005	1,015	1,03	1,04
0 (cm)		9,5	10,5	12,5	15,0	17,0	19,0	22,0	27,0	31,0
0,2			51,5	54,0		58,5			67,5	
0,5			81,5	83,5		86,5			91,0	
1,0			98,5	98,5		99,0			99,5	
1,5			100,0	100,0		100,0			100,0	
2	98	98,5	98,5	98,5	99	99	99	99	99	99
3	92	93,5	94	94	94,5	95	95	95	95,5	95,5
4	85,5	88	89	90	90,5	91	91	91,5	92	92
5	80	83	84	85	86	87	87	87,5	88	88,5
6	74,5	78	79	80,5	81,5	83	83	83,5	84,5	85
7	69,5	73,5	74,5	76	77,5	79	79	80	80,5	81,5
8	65	69	70	72	73,5	75	75	76	77	78
10	56,5	61	62	64	66	68	68	69	70,5	71,5
12	49	53,5	55	57	59	61	61	62,5	64	65,5
14	43	47,5	48,5	51	52,5	55	55	56,5	58,5	59,5
16	37,5	42	43	45	47	49,5	49,5	51	53	54
18	32,5	37	38	40	42	44,5	44,5	46	48	49,5
20	28,5	32,5	33,5	36	37,5	40	40	41,5	43,5	44,5
22	25	29	30	32	33,5	36	36	37,5	39,5	40,5
24	22	25,5	26,5	28,5	30	32,5	32,5	34	35,5	37
26	19	22,5	23,5	25,5	27	29	29	30,5	32,5	33,5
28	16,5	20	21	22,5	24	26	26	27,5	29	30,5
30	14,5	17,5	18,5	20	21,5	23,5	23,5	24,5	26,5	27,5

15 MV enerjili foton demetlerinin elde edilen %dd değerleri (Bkz. Çiz. 8.10), BJR Supplement No.25 değerleri (Bkz. Çiz. 8.12) ile karşılaştırıldı. Elde edilen değerlerin çok yakın olduğu tespit edildi.

Çizelge 8.12. 15 MV enerjili fotonların kare alanlarda SSD:100cm’de BJR Supplement No.25 %dd değerleri

Alan → Derinlik(cm)↓	4x4 cm ²	6x6 cm ²	8x8 cm ²	10x10 cm ²	12x12 cm ²	15x15 cm ²	20x20 cm ²	25x25 cm ²	30x30 cm ²	40x40 cm ²
Peak scatter factor	0,979	0,987	0,994	1,000	1,006	1,013	1,023	1,029	1,033	1,040
2,8	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
3,0	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,7	99,7	99,7	99,7
4,0	97,7	97,7	97,7	97,6	97,4	97,1	96,9	96,7	96,7	96,8
5,0	94,5	94,7	94,7	94,5	94,3	94,0	93,7	93,5	93,5	93,7
6,0	90,5	91,0	91,1	90,9	90,8	90,6	90,4	90,2	90,3	90,4
7,0	86,6	87,1	87,4	87,4	87,3	87,2	87,0	86,9	87,0	87,3
8,0	82,6	83,3	83,7	83,8	83,8	83,8	83,7	83,7	83,8	84,2
9,0	78,8	79,6	80,1	80,3	80,4	80,4	80,5	80,6	80,8	81,2
10	75,2	76,2	76,7	77,0	77,2	77,3	77,5	77,7	77,9	78,3
12	68,5	69,5	70,2	70,7	70,9	71,2	71,6	71,9	72,2	72,7
14	62,4	63,5	64,3	64,9	65,3	65,7	66,2	66,6	67,0	67,5
16	56,7	57,9	58,8	59,5	59,9	62,9	61,0	61,5	61,9	62,6
18	51,8	53,0	53,9	54,6	55,1	58,0	56,3	56,9	57,4	58,1
20	47,2	48,3	49,3	50,0	50,6	53,4	52,0	52,6	53,1	53,8
22	43,0	44,2	45,1	45,8	46,4	47,1	48,0	48,6	49,1	49,8
24	39,4	40,5	41,4	42,1	42,7	43,4	44,3	44,9	45,4	46,1
26	35,9	37,0	37,9	38,6	39,2	39,9	40,8	41,4	41,9	42,6
28	32,8	33,9	34,8	35,5	36,1	36,8	37,7	38,3	38,8	39,5
30	29,9	31,0	31,9	32,6	33,2	33,9	34,8	35,4	35,9	36,6

Kolimatör açıklık faktörü (yılık):

Kolimatör açıklık faktörü (KAF), ışınlama alanının boyutlarına göre, bu alanın bir noktasındaki doz değişikliğini gösterir. Alanın boyutlarının artmasıyla saçılan ışınların doza katkısı da artmakta, sonuçta alanın herhangi bir noktasındaki doz, doz debisi değişmediği halde artmaktadır. KAF eğrisi, su içinde, referans derinliğinde ve 10x10 cm'lik alanın merkezindeki ölçüm % 100'lük değer olarak kabul edilerek çizilir.

Tedavi masası sıfır konumuna, gentri ve kolimatör 0°'ye, iyon odası etkin noktası üzerine r_{max} derinliği kadar katı fantom konularak kaynak-fantom yüzeyi uzaklığı (SSD) 100 cm'e getirildi. Farmer dozimetre açılıp yeterince ısındıktan ve cihaz da 500 MU ile ısıtıldıktan sonra ölçüm alınmaya başlandı. Her kolimatör açıklığında 3 okuma yapılarak ortalamaları alındı. Ortalama değerler, 10cmX10cm alan açıklığında okunan değere normalize edildi. 6 MV enerjili foton demetleri için yapılan ölçümler, 15 MV fotonlar için de tekrarlandı. S41 cihazının 6MV ve 15MV enerjili foton demetleri için ölçülen değerler ile belirlenen kolimatör açıklık faktörleri Çizelge 8.11'de verilmiştir.

Dozun en yükseğe ulaştığı derinlikten uzaklaşıldıkça alana bağımlılık anlamlı hale gelmektedir.

Çizelge 8.13. 6MV ve 15MV foton demetleri için kolimatör açıklık faktörleri

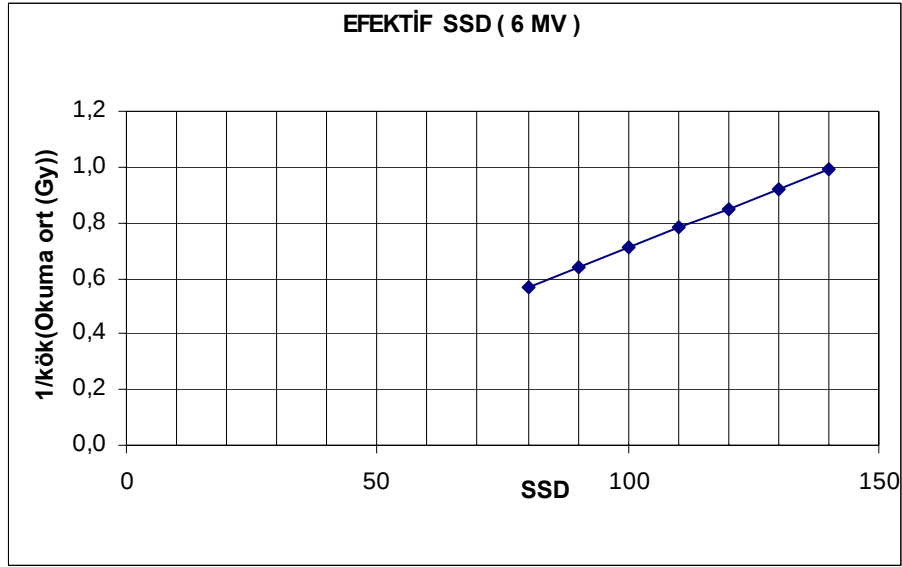
ALAN (cm X cm)	6 MV ($r_{maks}=1,6$ cm)			15 MV ($r_{maks}=2,8$ cm)		
	OKUMA	ORT.	F _{Target}	OKUMA	ORT.	F _{Target}
4 X 4	0,453	0,453	0,913	0,441	0,441	0,898
	0,453			0,441		
	0,453			0,441		
6 X 6	0,470	0,470	0,948	0,461	0,461	0,939
	0,470			0,461		
	0,470			0,461		
8 X 8	0,481	0,482	0,972	0,476	0,476	0,969
	0,484			0,476		
	0,481			0,476		
10 X 10	0,496	0,496	1,000	0,490	0,491	1,000
	0,496			0,493		
	0,496			0,490		
12 X 12	0,507	0,507	1,022	0,504	0,504	1,026
	0,507			0,504		
	0,507			0,504		
14 X 14	0,516	0,516	1,040	0,518	0,518	1,055
	0,516			0,518		
	0,516			0,518		
16 X 16	0,524	0,524	1,056	0,530	0,530	1,079
	0,524			0,530		
	0,524			0,530		
18 X 18	0,530	0,531	1,071	0,541	0,541	1,102
	0,533			0,541		
	0,530			0,541		
20 X 20	0,538	0,538	1,085	0,550	0,550	1,120
	0,538			0,550		
	0,538			0,550		
24 X 24	0,547	0,547	1,103	0,564	0,564	1,149
	0,547			0,564		
	0,547			0,564		
30 X 30	0,553	0,553	1,115	0,578	0,578	1,177
	0,553			0,578		
	0,553			0,578		
35 X 35	0,555	0,555	1,119	0,584	0,584	1,189
	0,555			0,584		
	0,555			0,584		
40 X 40	0,558	0,558	1,125	0,587	0,587	1,196
	0,558			0,587		
	0,558			0,587		

Etkin kaynak mesafesi (efektif SSD)(en az bir defa):

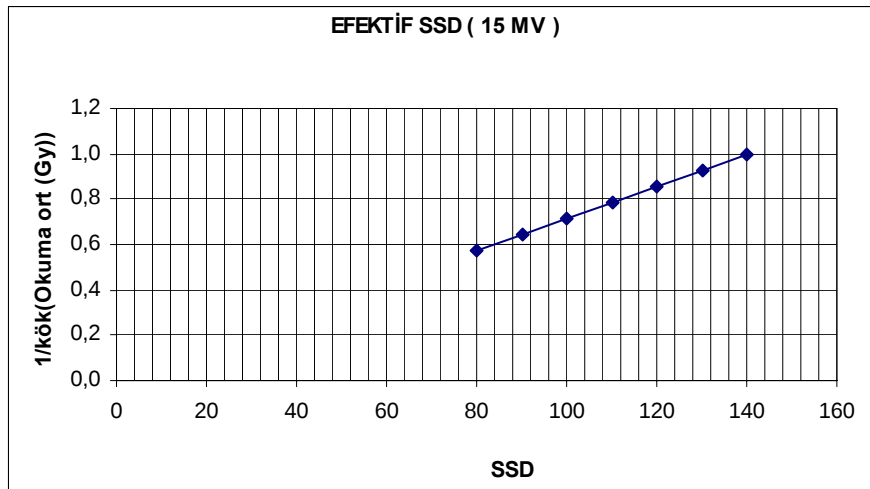
Etkin kaynak mesafesi (Efektif SSD) en az bir defa tespit edilmelidir. Doza etkisi $\pm\%0,5$ dir. SSD=100 cm ise, 10cmX10cm alanda 75, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140 cm SSD'lerdeki I(verim-output) değerlerinin birer dakikadan üç okuma yapılarak ortalamaları alındı (Çizelge 8.12). Sonra “1/kök(I)” ile SSD'ler arasında grafik çizildi. Birleştirilen doğrunun X eksenini kestiği nokta, orijinin sağında kalırsa, bu nokta ile orijin arasında kalan mesafe kadar kullanılan SSD azaltılmalı, solunda kalırsa artırılmalıdır. Elde edilen grafik tam olarak orijin noktasından geçti (Şekil 8.22 ve Şekil 8.23). Bu da efektif SSD mesafesinin 100 cm olduğu anlamına gelmektedir.

Çizelge 8.14. 6 MV ve 15 MV enerjili fotonların Etkin Kaynak Değerleri

Enerji MV	Derinlik (cm)		Her enerji için derinlik (cm) ve SSD (cm)'ye karşı Doz Değerleri (Gy)						
		SSD (cm) →	80	90	100	110	120	130	140
6	r _{max} = 1,4	Okuma(Gy) →	3,076	2,428	1,978	1,642	1,382	1,183	1,017
			3,081	2,437	1,981	1,645	1,385	1,183	1,017
			3,093	2,440	1,984	1,644	1,385	1,183	1,017
	Ortalama		3,083	2,435	1,981	1,644	1,384	1,183	1,017
	ortalamanın kökü		1,760	1,560	1,408	1,282	1,176	1,090	1,008
	1/(ort. kökü)		0,568	0,641	0,710	0,780	0,850	0,917	0,992
15	r _{max} = 2,4	Okuma(Gy) →	3,076	2,420	1,964	1,630	1,374	1,171	1,009
			3,076	2,420	1,964	1,630	1,374	1,171	1,009
					1,964	1,630	1,374	1,171	1,009
	Ortalama		3,076	2,420	1,964	1,630	1,374	1,171	1,009
	ortalamanın kökü		1,754	1,556	1,401	1,278	1,172	1,082	1,004
	1/(ort. kökü)		0,570	0,643	0,714	0,782	0,853	0,924	0,996



Şekil 8.22. 6 MV enerjili fotonlar için Etkin Kaynak Grafiği



Şekil 8.23. 15 MV enerjili fotonlar için Etkin Kaynak Grafiği

Doku hava oranı (TAR-tissue air ratio):

TAR kavramı ilk olarak Johns tarafından 1953 yılında geliştirildi ve eşmerkezli tedavilerinde doz hesaplaması için kullanıldı.

Eşmerkezli cihazlar, yatay (horizontal) eksenindeki bir nokta etrafında düşey (vertical) planda dönerler. Bu nokta eşmerkez olarak bilinir. Eşmerkezli tedavilerde tümör merkezi, tedavi cihazının tüm yönelmeleri (orientation) için SAD (Source Axis Distance) sabit kalacak şekilde eşmerkez noktasına getirilir. Eğer hastanın kesiti dairesel ve tümör de merkezi yerleşimli olsaydı SSD sabit kalırdı. Ancak, hasta konturu dairesel olmadığından ve bir dereceye kadar oval kabul edildiğinden ve sıklıkla tümör merkezi yerleşimli olmadığından SSD her açı ile değişir. Bir eşmerkezli tedavide sabit SSD tekniğine göre hesap yapmak uygun değildir. Bu problemi çözmek için, özellikle Co-60 için TAR kavramı geliştirilmiştir.

TAR kavramı ile ilgili olan fiziksel parametre SSD değil, SAD'dir. Eşmerkez tümör merkezine uyduğundan, her koşulda SAD sabit kalır. Bu arada, demet yönelimi değişimi ile tümör derinliği değişir. TAR kavramı sadece rotasyon tedavisinde değil sabit alan tedavi tekniklerinde de kullanılabileceğinden eşmerkezli teknik çok popüler hale gelmiştir. Ve hem sabit hemde hareketli alan tedavilerinde artarak kullanılmaktadır.

Doku içinde bir r derinliğindeki dozun, aynı koşullarda havadaki doza oranı olarak tanımlanmaktadır. TAR enerji, derinlik ve alan genişliğiyle değişir. Megavoltaj tedavileri için TAR, en büyük değere maksimum doz noktasında ulaşır ve sonra derinlikle az-çok üstel olarak azalır. Maksimum doz derinliğindeki TAR, BSF (Back-Scatter-Factor) ya da PSF(Peak-Scatter-Factor) diye tanımlanmaktadır.

Doku fantom oranı (tissue phantom ratio:TPR) ve doku maksimum doz oranı (tissue maximum ratio:TMR):

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

Kaynak-iyon odası efektif noktası uzaklığı 100cm sabit tutularak, her fantom levhası üst üste konuldukça, her kolimatör açıklığında verilen 100 MU'e karşılık okunan doz miktarı, derinliğe ve kolimatör açıklığına karşılık not edildi. 6MV'de okunan değerler 5cm derinliğe, 15MV'de okunan değerler ise 10cm derinliğe normalize edilerek TPR değerleri, 6MV (Çizelge 8.13) ve 15MV (Çizelge 8.14) enerjili foton demetleri için belirlendi.

Çizelge 8.15. 6 MV enerjili fotonlar için belirlenen TPR değerleri

Derinlik (cm)	TPR S 4 1 – X 6 (5 cm derinlikte okunan değere normalize edildi)										
	ALANLAR (cmXcm)										
	4	5	6	8	10	14	18	20	24	28	30
0,5	0,879	0,898	0,912	0,945	0,979	1,048	1,100	1,121	1,155	1,188	1,202
1	1,067	1,053	1,052	1,037	1,036	1,034	1,039	1,039	1,048	1,053	1,054
2	1,114	1,104	1,097	1,085	1,078	1,052	1,035	1,060	1,065	1,064	1,064
3	1,081	1,071	1,066	1,054	1,053	1,046	1,045	1,044	1,048	1,047	1,049
4	1,048	1,039	1,041	1,030	1,023	1,024	1,023	1,023	1,027	1,026	1,023
5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
6	0,967	0,961	0,968	0,961	0,964	0,972	0,967	0,973	0,977	0,977	0,979
8	0,879	0,882	0,891	0,893	0,903	0,915	0,918	0,913	0,924	0,925	0,931
10	0,810	0,816	0,821	0,833	0,838	0,853	0,858	0,857	0,876	0,881	0,884
12	0,736	0,744	0,758	0,770	0,778	0,800	0,801	0,809	0,821	0,829	0,835
14	0,674	0,680	0,692	0,709	0,724	0,744	0,752	0,753	0,773	0,785	0,788
16	0,614	0,627	0,636	0,648	0,665	0,685	0,696	0,711	0,724	0,725	0,734
18	0,560	0,574	0,584	0,598	0,610	0,635	0,653	0,661	0,674	0,689	0,692
20	0,512	0,530	0,538	0,554	0,568	0,589	0,602	0,613	0,632	0,640	0,649
22	0,471	0,484	0,486	0,504	0,521	0,542	0,556	0,568	0,589	0,603	0,606

Çizelge 8.16. 15 MV enerjili fotonlar için belirlenen TPR değerleri

Derinlik (cm.)	TPR S 4 1 – X 15 (10 cm derinlikte okunan değere normalize edildi)										
	ALANLAR (cm. X cm)										
	4	5	6	8	10	14	18	20	24	28	30
0,5	0,649	0,672	0,692	0,729	0,779	0,872	0,965	1,000	1,080	1,143	1,165
1	0,937	0,918	0,920	0,923	0,926	0,953	0,978	0,994	1,017	1,032	1,036
2	1,150	1,132	1,127	1,122	1,113	1,118	1,119	1,121	1,132	1,053	1,133
3	1,193	1,188	1,181	1,167	1,157	1,146	1,141	1,145	1,142	1,139	1,139
4	1,188	1,173	1,174	1,163	1,150	1,099	1,131	1,127	1,126	1,122	1,122
5	1,158	1,151	1,148	1,143	1,131	1,118	1,113	1,112	1,109	1,107	1,101
6	1,130	1,118	1,120	1,111	1,107	1,095	1,091	1,094	1,094	1,085	1,084
8	1,058	1,063	1,068	1,059	1,057	1,047	1,046	1,049	1,050	1,047	1,041
10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
12	0,942	0,940	0,946	0,948	0,950	0,946	0,949	0,955	0,962	0,957	0,963
14	0,880	0,877	0,887	0,891	0,895	0,899	0,903	0,904	0,912	0,913	0,912
16	0,825	0,825	0,833	0,839	0,845	0,854	0,853	0,859	0,868	0,870	0,871
18	0,774	0,776	0,786	0,794	0,802	0,806	0,814	0,820	0,830	0,832	0,833
20	0,724	0,736	0,739	0,749	0,754	0,765	0,774	0,781	0,793	0,795	0,796
22	0,682	0,688	0,694	0,706	0,710	0,724	0,735	0,744	0,749	0,757	0,758

Maksimum doku orantısı (TMR):

SSD'nin sabit olmadığı eşmerkezli tedavilerde TPR veya TMR (tissue maximum ratio) kullanılır. TMR, TPR'nin özel bir durumudur. TMR, demet merkezinde r mesafesinde bir noktada soğurulan dozun (D_r), aynı noktada maksimum dozu sağlayacak belli bir su kalınlığının altındaki soğurulan doza (D_e) oranıdır:

$$TMR = \frac{D_r}{D_e} \quad [8.7]$$

Bu oran fotonun enerjisi, r noktasındaki alanın genişliği, r noktasının dokuda bulunduğu derinlik ile bağıntılı olmasına karşın, kaynak ile arasındaki mesafeden bağımsızdır.

Saçılan doz oranı (scatter air ratio: SAR):

SAR'lar, ortalama saçılan dozu hesaplamak amacıyla kullanılır. Birincil ve saçılmış dozun ayrı ayrı hesabı, özellikle düzensiz alanların dozimetrisinde kullanılmaktadır. SAR, fantomda verilen bir r derinliğindeki saçılan dozun, aynı noktada serbest havadaki doza oranıdır. SAR'lar da TAR'lar gibi SSD'den bağımsızdırlar. Ancak enerjiye, derinliğe ve alan büyüklüğüne bağlıdırlar. Fantomda bir noktadaki doz, o noktadaki toplam dozdan birincil dozun çıkartılması ile elde edilir.

$$SAR(r, r_d) = TAR(r, r_d) - TAR(r, 0) \quad [8.8]$$

Burada $TAR(d, 0)$ saçılmış radyasyonun olmadığı $0 \times 0 \text{ cm}^2$ alan boyutu için demetin birincil bileşenidir (component). SAR, bir derinlikte dairesel alanın yarıçapı ve derinliğin fonksiyonu olarak gösterilmektedir.

Saçılan maksimum doz oranı (scatter maximum ratio:SMR):

SAR gibi, özellikle ortamdaki saçılan dozun hesaplanması için ortaya konmuş bir büyüklüktür. Fantomda verilen bir noktadaki saçılmış dozun, r_{maks} 'da aynı noktadaki etkin birincil doza oranıdır. Yani, bir derinlikteki doz-fantom saçılması gibi düşünülebilir.

8.6. Monitör Sistemle İlgili Testler

Monitör sisteminin kararlılığı, tedavi kalitesi açısından önemli bir etkidir. Çalıştırıldıktan sonra, cihazın uzun süre radyasyon üretilmemesi, tedavi esnasında aniden durması, tedavi masasının esnemesinden dolayı radyasyon üretilmesinin duraklaması, radyasyon üretilmesi sırasında ortalamanın üzerinde salınan MU değerleri gibi faktörler tedavi kalitesine olumsuz etki etmektedir. Cihaz ve monitörle ilgili kararlılık, lineerlik, doz hızı salınımı (Çizelge 8.14) gibi işlevler tespit edildi.

Çizelge 8.17. Enerjiye bağlı doz hızı salınımı

ENERJİ	Doz Hızı (RATE)			MU' nun
	200'e	U L A Ş T I Ğ I E N		200'e Ulaştığı
	Ulaşma Zamanı (dk)	Yüksek Değer (MU)	Düşük Değer (MU)	Zaman (dk)
6 MV	0,7 (4,2sn)	218	188	1,01
15 MV	0,7 (4,2sn)	212	196	1,03

Kısa dönem kararlılığı (tekraredebilirlik:KDK) (yıllık):

Tedavi odaları kokuyu, havayı kalitesizleştiren maddeleri, nitro gazları ortamdan uzaklaştırmak, çalışanlara-hastalara zarar vermesini engellemek amacıyla çok iyi havalandırıldığından, ayrıca atmosfer basıncının da değişimi az olduğundan, farklı günlerde olmasına rağmen hemen hemen aynı şartlarda ölçüm yapıldı (Çizelge 8.15).

Kısa dönem kararlılığına en az yıllık periyotlarla bakılmalı, sapma miktarı $\pm\%2$ limit değerler içinde bulunmalıdır.

Çizelge 8.18. Foton demet enerjilerine bağlı kısa dönem kararlılığı

ENERJİ ve CF	Max. Doz d. (cm)	Tarih	Saat	Okuma	Ortalama	Sapma (%)	P T (mBar) (C°)
6 MV (CF=1,039) Tolerans $\pm$ % 2	1,6	01.07.2004	08:30	1,028	1,025	0,29	917 28
			12:30	1,023			916 28
			16:30	1,025			915 28
		02,07,2004	08:30	1,025	1,026	0,19	916 27
			12:30	1,028			915 27
			16:30	1,025			914 27
		05,07,2004	08:30	1,026	1,026	0,19	916 26
			12:30	1,028			915 26
			16:30	1,025			914 26
15 MV (CF=1,022) Tolerans $\pm$ % 2	2,8	01.07.2004	08:30	0,991	0,988	0,30	917 28
			12:30	0,986			916 28
			16:30	0,987			915 28
		02,07,2004	08:30	0,989	0,989	0,10	916 27
			12:30	0,989			915 27
			16:30	0,988			914 27
		05,07,2004	08:30	0,990	0,989	0,10	916 26
			12:30	0,988			915 26
			16:30	0,989			914 26

Uzun dönem kararlılığı da, en az üç aylık bir çalışmayla tespit edilebilmektedir.

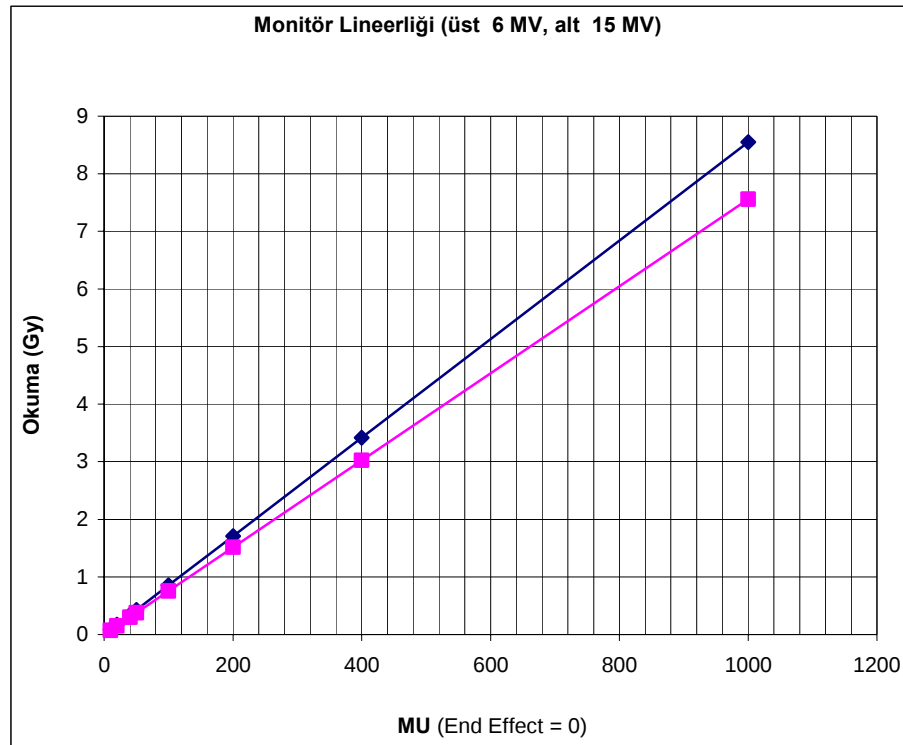
Monitör lineerliği (yıllık):

İntegral doza göre monitör sisteminin davranışı kontrol edilmelidir. Farklı MU (10, 20, 40, 50, 100, 200, 400, 1000) değerleri için hızlandırıcının verimi, en azından yıllık periyotlarla tayin edilmelidir. MU ya karşı okunan doz değerlerinin (Çizelge

8.16) grafiği (Şekil 8.23) çizilerek “end effect” bulundu. Lineer regresyon analizi lineerlikten sapmayı gösterecektir. Bu regresyonun (eğrinin) apsisi kestiği nokta monitör sisteminin end effect'ini gösterir.

Çizelge 8.19. Demet enerjisine bağlı monitör lineerliği

Enerji	Derinlik (cm)	Doz Değerleri (MU)							
		10	20	40	50	100	200	400	1000
6 MV	$r_{\max} = 1,4$								
	$r_{\text{referans}} = 5$	0,088	0,171	0,342	0,427	0,852	1,708	3,416	8,548
15 MV	$r_{\max} =$								
	$r_{\text{referans}} = 10$	0,074	0,151	0,299	0,376	0,755	1,515	3,026	7,555



Şekil 8.24. Demet enerjisine bağlı monitör lineerliği

Gentri açısıyla ışıın verimi değışmezliğı:

Eşmerkezli, çok alanlı, açılı tedavilerde doz veriminin gentri açısıyla değışmezliğı önemlidir. Buildup kılıflı iyon odası ile SAD=100cm'de ve gentri'nin değışik açılarında ölçülen demetin veriminin değışmemesi beklenir. Okunan değeri, okuma yapılan düzenek ve düzenekte kullanılan malzemelerden bağımsızdır.

Foton demetlerinin 10cmX10cm alan ve SAD tekniyle, gentri açısına bağı verim değışmezliğı tespit edildi (Çizelge 8.17). Sapmanın %1'in altında olduğu görüldü.

Çizelge 8.20. Foton demetleri için gentri açısı verim değışmezliğı

ENERJİ	GENTRI AÇISI	OKUNAN OUTPUT (Gy)				Sapma %
		1	2	3	ORT.	
6 MV	180	0,434	0,434	0,434	0,434	0,46
	90	0,432	0,432	0,432	0,432	0,00
	0	0,432	0,432	0,432	0,432	0,00
	270	0,429	0,429	0,429	0,429	0,69
15 MV	180	0,346	0,346	0,346	0,346	0,29
	90	0,346	0,346	0,346	0,346	0,29
	0	0,343	0,343	0,343	0,343	0,58
	270	0,343	0,346	0,343	0,344	0,29

Geçirgenlik faktörlerinin tespiti:

Tedavi esnasında kullanılan foton azaltıcı malzemelerin, fotonların ne kadarını tuttuğunun tespit edilmesi, bu azaltım faktörlerinin soğurulan doz hesabında göz önüne alınması gerekir. Bu faktörler foton enerjisi ile foton tipine ve malzemenin yoğunluğuna bağımlıdır. Azaltım faktörleri, foton azaltıcı-tutucu elemanların demet

yolu üzerine konularak SSD teknikle 100 MU’da okunan değerin, demet yolunda hiçbir azaltıcı mevcut değilken 100 MU’da okunan değere bölünmek suretiyle, 6 MV (Çizelge 8.18) ve 15 MV enerjili (Çizelge 8.19) fotonlar tespit edildi.

Çizelge 8.21. 6 MV enerjili fotonlar için geçirgenlik faktörleri

6 MV, (AZALTIM FAKTÖRLERİ)												
A					OPEN	TRAY		PLEKSİ	WEDGE	BLOK		Hasta
LAN						DÜZ	RAKET			Stand.	Fokal.	Masası
4X4	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,955	0,947	0,947	0,399	0,037	0,021	0,947
				180	1,000	0,948	0,940	0,940	0,409	0,037	0,021	0,000
		90	Kol. A.	0	1,000	0,948	0,940	0,940	0,401	0,000	0,000	0,000
				180	1,000	0,955	0,948	0,948	0,412	0,000	0,000	0,000
8X8	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,947	0,940	0,940	0,398	0,041	0,019	0,940
				180	1,000	0,952	2,179	2,179	0,412	0,041	0,019	0,000
		90	Kol. A.	0	1,000	0,952	0,945	0,945	0,399	0,000	0,000	0,000
				180	1,000	0,952	0,945	0,945	0,413	0,000	0,000	0,000
10X10	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,953	0,946	0,948	0,401	0,000	0,019	0,953
				180	1,000	0,953	0,946	0,948	0,415	0,000	0,019	0,000
		90	Kol. A.	0	1,000	0,953	0,946	0,946	0,403	0,000	0,000	0,000
				180	1,000	0,953	0,946	0,946	0,415	0,000	0,000	0,000
15X15	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,949	0,942	0,942	0,404	0,000	0,024	0,956
				180	1,000	0,964	0,957	0,957	0,424	0,000	0,025	0,000
		90	Kol. A.	0	1,000	0,956	0,942	0,949	0,407	0,000	0,000	0,000
				180	1,000	0,956	0,942	0,949	0,420	0,000	0,000	0,000
20X20	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,944	0,944	0,946	0,407	0,000	0,000	0,951
				180	1,000	0,951	0,944	0,946	0,426	DÜZ TRAY İLE BAŞ YASTIK GEÇİRGENLİĞİ		
		90	Kol. A.	0	1,000	0,957	0,950	0,957	0,414			
				180	1,000	0,957	0,950	0,957	0,427	ALAN = 10cmX10cm		
27X27	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,958	0,952	0,925	0,410	GA= 0, KA=0		
				180	1,000	0,958	0,952	0,925	0,429	Geçirgenlik Faktörleri		
		90	Kol. A.	0	1,000	0,958	0,958	0,952	0,413	A	0,965	
				180	1,000	0,958	0,958	0,952	0,424	B	0,965	
40X40	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,965	0,959	0,959	0,000	C	0,000	
				180	1,000	0,965	0,959	0,959	0,000	D	0,965	
		90	Kol. A.	0	1,000	0,965	0,959	0,959	0,000	E	0,965	
				19	1,000	0,965	0,959	0,959	0,000	F	0,938	

Doz telafi kaması (wedge filter), gelen ışın ile ışınlanacak hacim arasında yerleştirildiğinde, kama açısına bağlı olarak doz dağılımında asimetriye yol açan düzeneklerdir. Kama açısı, alan büyüklüğü ve derinliğe bağlı olarak değişir.

Çizelge 8.22. 15 MV enerjili fotonlar için geçirgenlik faktörleri

15 MV, (AZALTIM FAKTÖRLERİ)												
A					OPEN	TRAY		PLEKSİ	WEDGE	BLOK		Hasta
LAN						DÜZ	RAKET			Stand.	Fokal.	Masası
4X4	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,964	0,958	0,964	0,435	0,000	0,006	0,949
				180	1,000	0,964	0,958	0,964	0,435	0,033	0,006	0,000
		90	Kol. A.	0	1,000	0,964	0,958	0,958	0,426	0,042	0,000	0,000
				180	1,000	0,964	0,958	0,958	0,435	0,000	0,000	0,000
8X8	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,962	0,954	0,954	0,433	0,038	0,014	0,954
				180	1,000	0,962	0,962	0,962	0,433	0,038	0,014	0,000
		90	Kol. A.	0	1,000	0,962	0,954	0,962	0,425	0,000	0,000	0,000
				180	1,000	0,962	0,954	0,962	0,433	0,000	0,000	0,000
10X10	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,963	0,955	0,963	0,437	0,000	0,013	0,963
				180	1,000	0,963	0,963	0,963	0,437	0,000	0,013	0,000
		90	Kol. A.	0	1,000	0,963	0,955	0,963	0,429	0,000	0,000	0,000
				180	1,000	0,963	0,955	0,963	0,437	0,000	0,000	0,000
15X15	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,965	0,958	0,965	0,436	0,000	0,012	0,965
				180	1,000	0,965	0,958	0,965	0,436	0,000	0,012	0,965
		90	Kol. A.	0	1,000	0,965	0,965	0,973	0,439	0,000	0,000	0,000
				180	1,000	0,965	0,965	0,965	0,446	0,000	0,000	0,000
20X20	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,967	0,960	0,967	0,447	0,000	0,000	0,967
				180	1,000	0,967	0,960	0,967	0,447	DÜZ TRAY İLE		
		90	Kol. A.	0	1,000	0,967	0,960	0,960	0,439	Baş Yastık Geçirgenliği		
				180	1,000	0,960	0,960	0,960	0,447	ALAN = 10cmX10cm		
27X27	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,968	0,968	0,968	0,444	GA= 0, KA=0		
				180	1,000	0,968	0,968	0,968	0,444	Geçirgenlik Faktörleri		
		90	Kol. A.	0	1,000	0,972	0,972	0,972	0,439	A		
				180	1,000	0,968	0,961	0,968	0,444	B		
40X40	Gentri Açısı	0	Kol. A.	0	1,000	0,973	0,973	0,969	0,000	C		
				180	1,000	0,973	0,973	0,969	0,000	D		
		90	Kol. A.	0	1,000	0,975	0,975	0,975	0,000	E		
				180	1,000	0,975	0,975	0,975	0,000	F		

8.7. El hesabında Kullanılacak Değerlerin Tespiti

Kolimatör saçılması düzeltme faktörü (Sc):

Doz hesabında kullanılan bir parametredir. Havada ölçülen demetin enerji yoğunluğu değişimi (out-put) alan büyüklüğüne bağlıdır. Alan büyürken enerji yoğunluğu da, demete ilave olan kolimatör saçılmasının katkısı ile artar. Kolimatör saçılma faktörü (Sc) out-put faktörü olarak isimlendirilir. Bu faktör, verilen bir alan için havadaki verimin referans alanın (10x10 cm) verimine oranı olarak tanımlanmaktadır. Sc , verilen bir enerjide maksimum dozu elde etmek için yeterli büyüklükteki build-up kılıflı iyon odaları ile veya mini silindirik fantom ile ölçülür. Tespit edilen Sc , Sc_p ve Sp Çizelge 8.20’de verilmiştir.

Fantom saçılma faktörü (Sp):

Sp , alan büyüklüğü değişirken fantomda referans bir derinlikte saçılmadan kaynaklanan radyasyondaki değişimi anlatır. Sp , verilen bir alan için referans bir derinlikteki (örneğin d_{max}) doz şiddetinin aynı kolimatör açıklığında aynı derinlikteki doz şiddetine oranıdır.

Kolimatör saçılma faktörü (Sc) ile fantom saçılma faktörü (Sp) tespit edilerek, toplam saçılma faktörü (Sc_p),

$$Sp = Sc_p \times Sc \quad [8.9]$$

formülünden bulunur. Tespit edilen faktörler Çizelge 8.20’de verilmiştir.

Çizelge 8.23. Enerjiye bağlı simetrik alanlar için S_c , S_p , S_{cp} değerleri

TPR' li El Hesabı İçin $S_{Phantom}$, $S_{Colimatör}$, S_{cp} , $D_{referans}$ Değerleri						
ALAN (mm^2)	6 M V			15 M V		
	$D_{referans} =$			$D_{referans} =$		
	S_p	S_c	S_{cp}	S_p	S_c	S_{cp}
40	0,831	0,789	1,053	0,773	0,732	1,056
50	0,851	0,811	1,049	0,801	0,741	1,081
60	0,86	0,819	1,050	0,821	0,747	1,099
70	0,882	0,825	1,069	0,838	0,752	1,114
80	0,891	0,831	1,072	0,855	0,763	1,121
90	0,908	0,839	1,082	0,869	0,766	1,134
100	0,922	0,845	1,091	0,883	0,774	1,141
120	0,95	0,862	1,102	0,911	0,789	1,155
140	0,97	0,873	1,111	0,931	0,803	1,159
160	0,987	0,887	1,113	0,954	0,815	1,171
180	1,001	0,896	1,117	0,974	0,826	1,179
200	1,012	0,899	1,126	0,985	0,835	1,180
240	1,032	0,913	1,130	1,008	0,849	1,187
300	1,049	0,927	1,132	1,03	0,86	1,198
350	1,058	0,93	1,138	1,042	0,866	1,203
400	1,063	0,933	1,139	1,047	0,869	1,205

Referans doz (d_{ref}) değerinin ölçümü:

Referans doz değeri, TPR'li el hesaplarında kullanılmaktadır. SAD'li tedavilerde, referans şartlarda ölçülen doz değeridir. Her enerji için, 10cmx10cm alan, SAD:100cm, derinlik: $r_{referans}$ (6 MV için 5 cm ve 15 MV için 10 cm) koşullarında, bütün azaltma-saçılma-düzeltilme faktörleri (DF) kullanılarak okunur. Farklı enerjili foton demetleri için, RW3 fantomunda üç okuma yapıldı ve ortalamaları alınarak $doz_{referans}$ (d_{ref}) (Çizelge 8.21) tespit edildi.

Çizelge 8.24. 6 MV ve 15 MV fotonlar için referans doz değerleri

Sıra	Okuma (Gy)		DF (Gy)		P	T
	6 MV	15 MV	6 MV	15 MV	mBar	C°
1	0,956	0,900	1,036	1,019	920	28,5
2	0,956	0,900	1,036	1,019	920	28,5
3	0,956	0,900	1,036	1,019	920	28,5
d _{ref}	0,956	0,900				

İzodoz eğrileri:

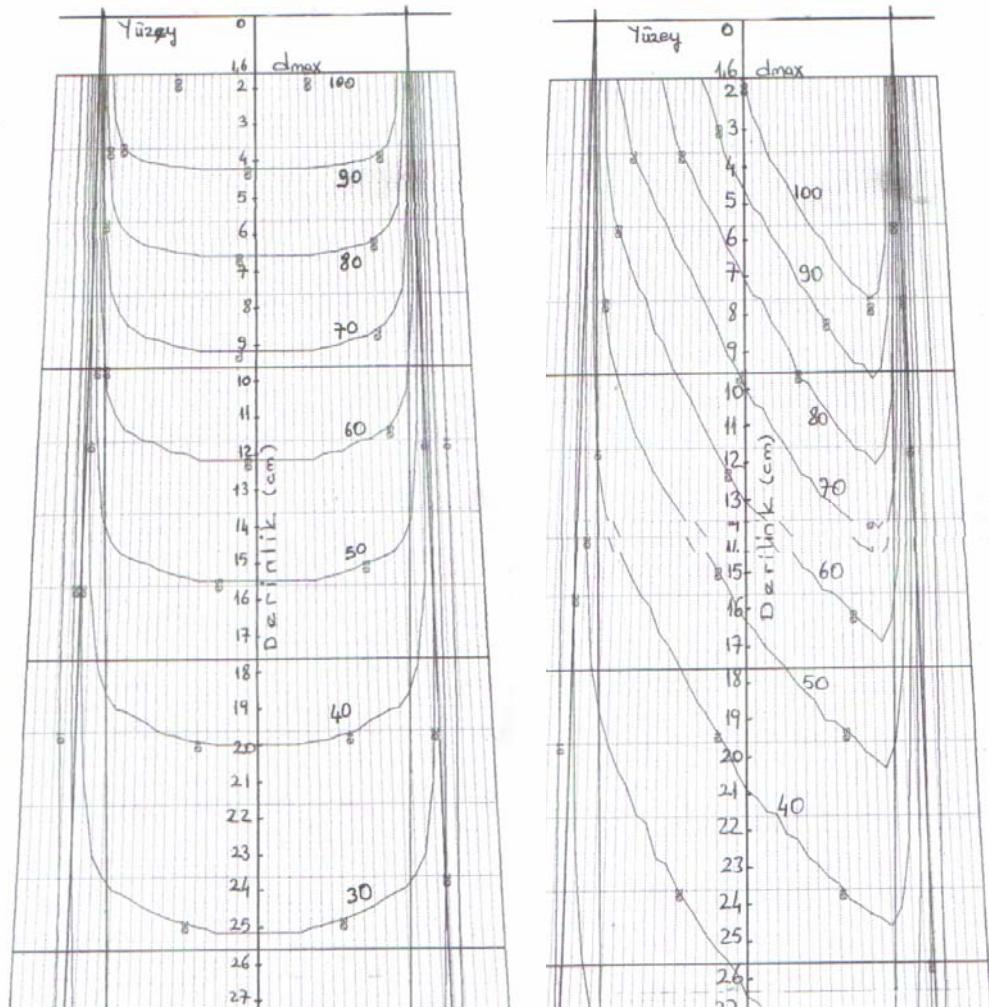
Merkezi eksen %dd'lar, eksen boyunca her derinlikteki dozu tayin etmeye yarar. Bu eksen, hedef hacim merkezi eksen boyunca geçerse, tümör boyunca doz değişir. Tümöre eş doz vermek ve normal dokuları korumak için en azından iki boyutlu doz dağılımlarına gerek vardır. İzodoz dağılımları olarak bilinen böyle dağılımlar radyoterapide yoğun şekilde kullanılmaktadır. Bir izodoz eğrisi, soğurulmuş dozun eğrisidir. Bu eğri normal olarak merkezi planda tayin edilir.

Tedavi planlamalarında sık sık ihtiyaç duyulan, doz hesaplamaları ve izodoz çizimleri için alınan verilerin planlama sistemine aktarılması sırasında istenen yüzey dozları da tespit edilmelidir. Merkezi eksen de alınan %dd değerleri düzleştirilerek yüzey dozları bulundu (Çizelge 8.22).

Çizelge 8.25. Fotonların yüzey dozları

Alan (cm ²)	4	6	8	10	12	14	16	18	20	24	30	40
6 MV	46,9	48,1		51,6	51,7	54,8	57,3	58,2	60,4	64,9	68,1	72,8
15 MV	25,7	27,7	29,9	32,1	35,5	37,5	40,4	43,3	45,9	50,2	56,7	63,0

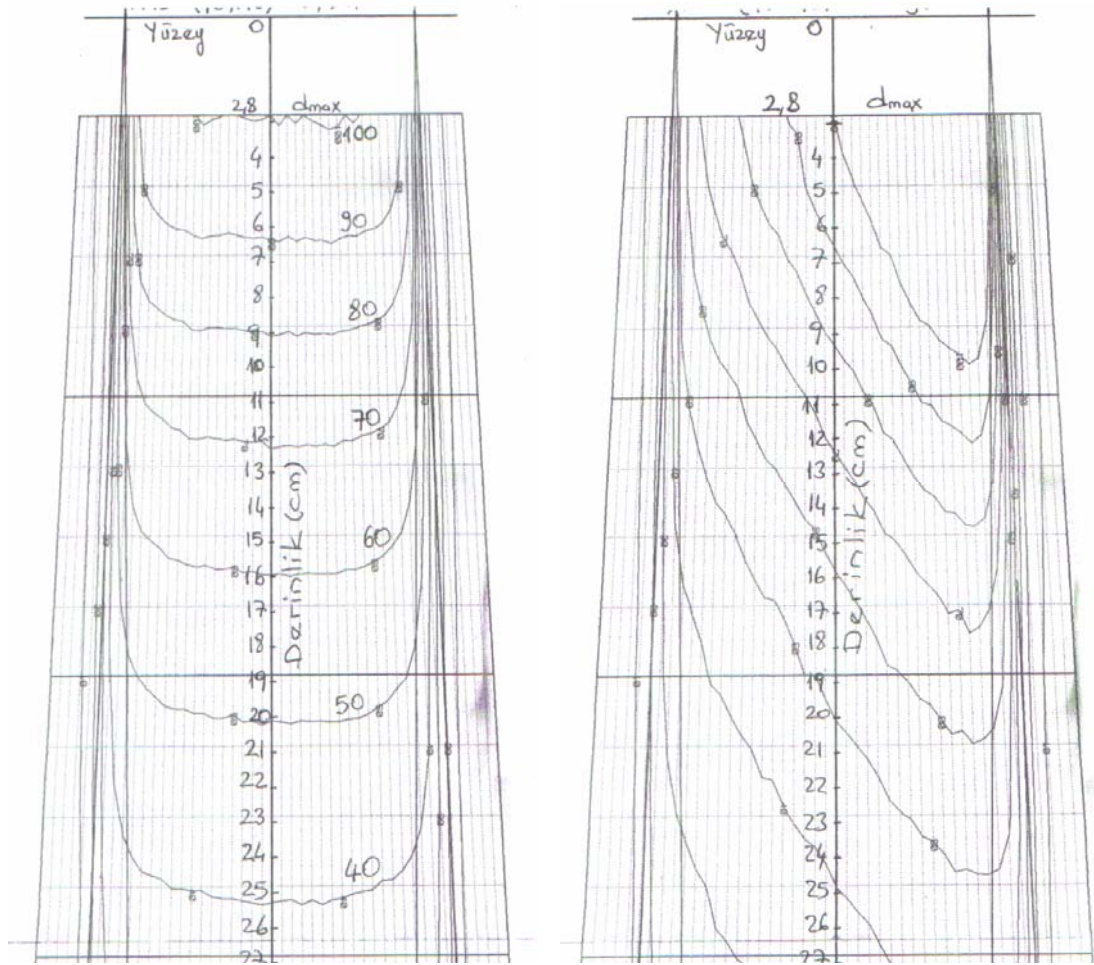
İzodoz kartları, referans derinlikteki doza normalize edilir. Referans derinliğin seçimi, tedavi tekniğine bağlıdır. Sabit alan tekniği (SSD) için normalizasyon merkezi eksenindeki maksimum doz noktasındadır ve normalize edilmiş izodoz eğrileri genelde %10'luk aralarla çizilir. Tedavi planlaması için tüm alan ve derinliklerde doz dağılımları gerektiğinden, bilgisayar kullanımı zorunlu hale gelmiştir. Kullandığımız Welhöfer WP600 su fantomunda izodoz eğrileri oluşturulamamaktadır. Bunun için su fantomunda ölçülen %dd ve Profiller Target2 planlama sistemine aktararak planlama sisteminden izodoz eğrileri elde edildi (Şekil 8.24, 8.25). Target2 planlama sisteminden elde edilen 6 ve 15 MV foton enerjilerinde, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ açık ve doz telafi kamalı alana ait izodoz eğrileri çizdirildi (Şekil 8.25).



(a) Açık alan

(b) Doz telafi kamalı

Şekil 8.25. 6 MV enerjili fotonların 10 cm^2 alanda izodoz eğrisi



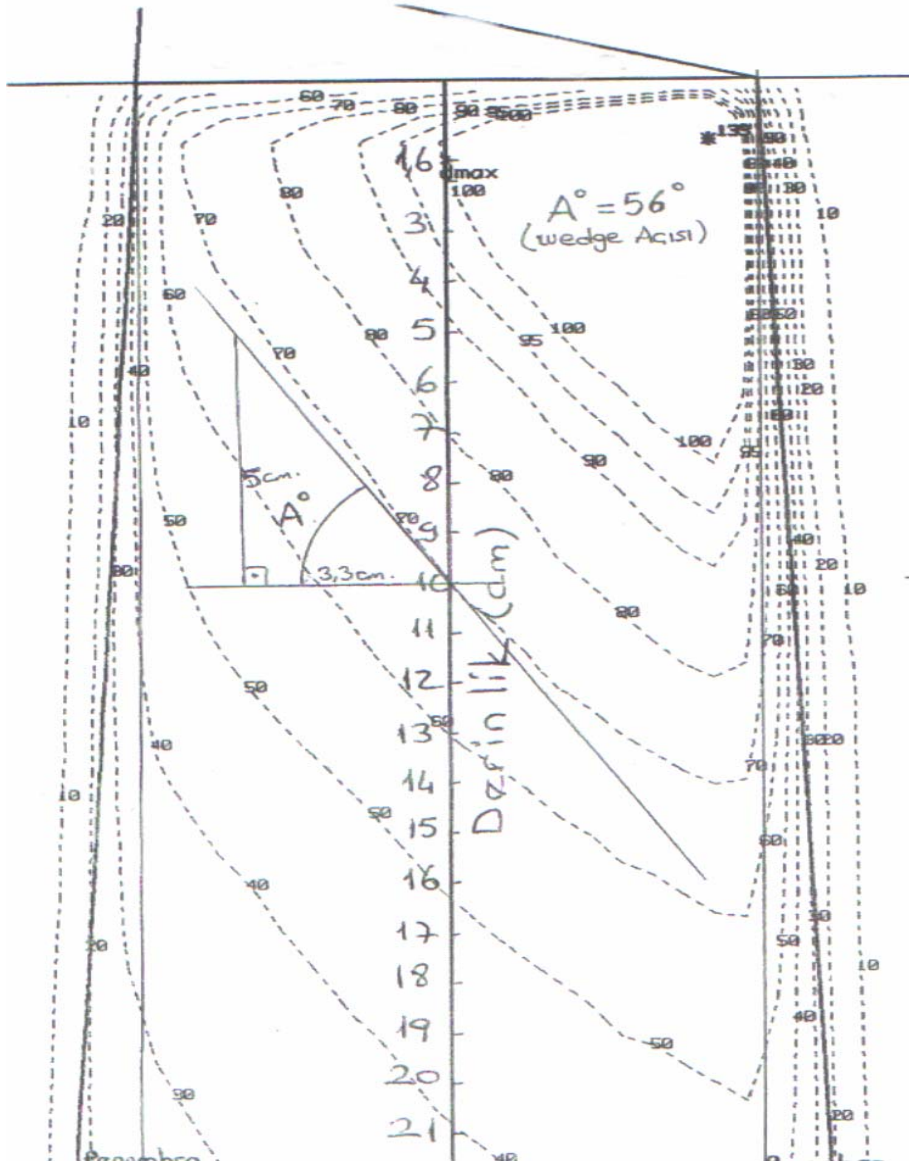
(a) Açık alan

(b) Doz telafi kamalı

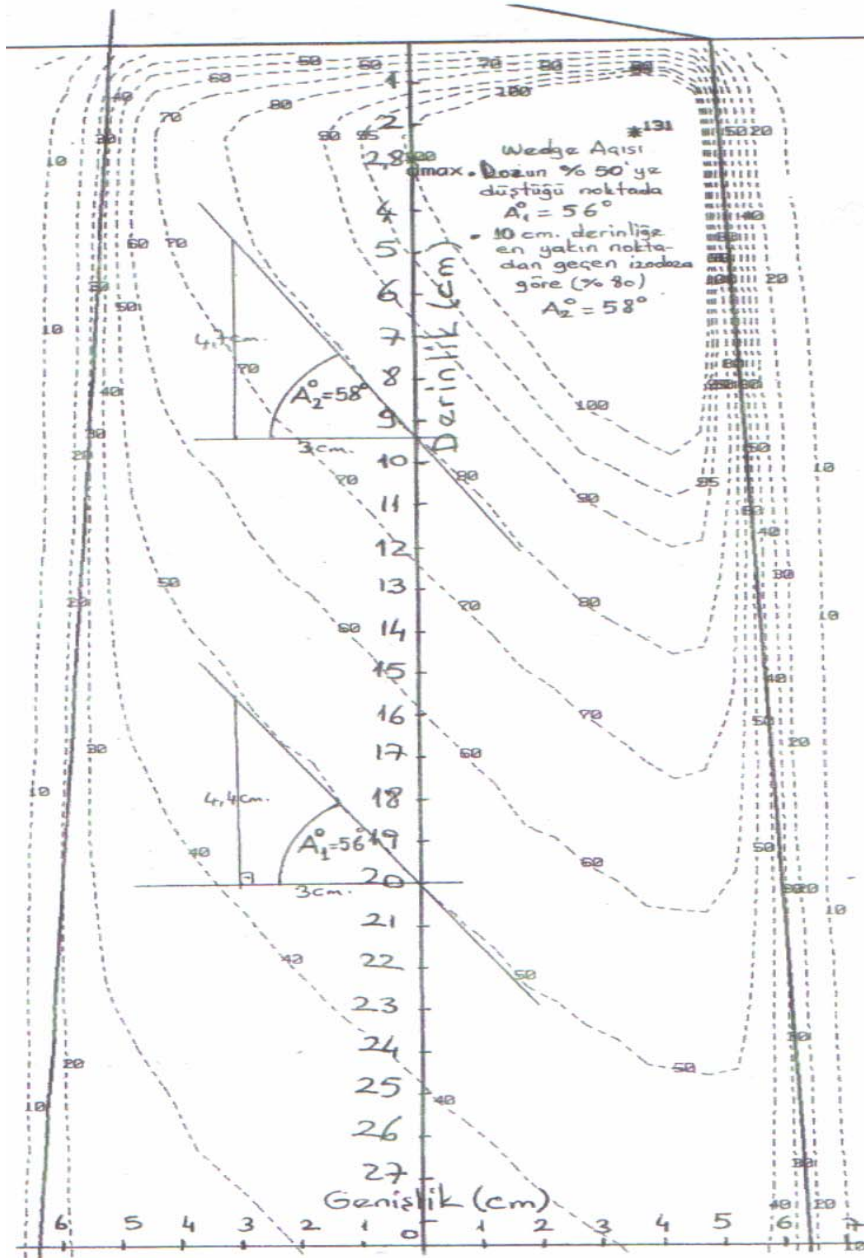
Şekil 8.26. 15 MV enerjili fotonların 10 cm^2 alanda izodoz eğrisiDoz telafi kaması'nın (wedge) izodoz açısı tespiti:

Bunun için iki yol kullanılabilir.

- i) 10 cm^2 alanda çizdirilen izodoz eğrilerinden 10cm derinlikten geçen izodoz eğrisinin merkezi eksenini kestiği noktada, eğriye çizilen teğetin yatayla yaptığı açı bulunur (Şekil 8.26).
- ii) 10 cm^2 alanda çizdirilen izodoz eğrilerinden %50'lik izodozun merkezi eksenini kestiği noktada, eğriye çizilen teğetin yatayla yaptığı açı bulunur (Şekil 8.27).



Şekil 8.27. 6 MV enerjili foton demetlerinin doz telafi kamalı doz açısının tespiti:
Açı 56° bulundu



Şekil 8.28. 15 MV enerjili foton demetlerinin doz telafi kamalı doz açısının tespiti:
Açı 54° bulundu

60° olarak bilinen motorize doz telafi kamasının izodoz açısı, 6 MV enerjili foton demetleri için 56° , 15 MV enerjili foton demetleri için 54° bulundu. Motorize tek kamanın olduğu durumlarda 15, 30, 45 derece gibi ara açıların izodozları, ışınlanan alanın belirli oranda kamalı, belirli oranda kamasız ışınlanması ile elde

edilebilmektedir. Fraksiyon dozu (FD) olmak üzere, fraksiyon dozunun ne kadarının kamasız ışınlaması gerektiği,

$$A(Gy) = FD \times \left(\frac{IKA - MKA}{MKA} \right) \quad [8.19]$$

formülünden bulunur. Burada, A(Gy) : Kamasız ışınlanacak doz miktarı, FD: fraksiyon dozu, İKA : istenen kama açısı, MKA : cihazda bulunan kamanın doz açısı.

9. SOĞURULAN DOZ HESABI

Soğurulan doz için, değişik ölçme yöntemleri kullanılabilmektedir. Bu ölçme yöntemlerinden birini kullanarak soğurulan dozun hesaplanması işine “Dozimetri”, dozimetri yapılırken kullanılan okuma cihazlarına da “Dozimetre” denilmektedir. Dozimetrelerin, tekraredilebilirlik, lineerlik, doz hızından bağımsızlık özellikleri yanında, enerjiye ve ışınlama açısına bağımlılık özelliklerine sahip olmalıdır. Ayrıca dozimetrelerin, kullanımı kolay, küçük-büyük boyut seçenekleri ve direk ve endirek okuma özellikleri olmalıdır.

Çizelge 9.1. Soğurulan doz ölçme yöntemleri

GÖSTERGE	ÖLÇME YÖNTEMİ
Sıcaklık artışı	Kalorimetri
Kimyasal değişiklikler	Kimyasal dozimetri, Fe^{+2} iyonlarının Fe^{+3} iyonlarına oksidasyonu
Filmlerde kararma	Film dozimetrisi
Lüminesans	TLD
İyonizasyon	İyon odalı dozimetri sistemleri

Radyasyonun tıbbi amaçlı kullanılmaya başlanmasından 1985 yılına kadar, soğurulan doz hesabı için her ülkenin kendi protokolünü uygulaması, farklılıklara neden olmaktaydı. Protokoller arası farklılığı kaldırarak bir tek protokolün kullanılmasını sağlamak amacıyla IAEA/WHO 1985 yılında, konunun otoritelerinden oluşan bir danışma kurulu kurdu (Almeida, P.Andreo, J.R.Cunningam, A.Dutrex, K.Hohlfeld Kannan, Suntharalingam, H.Svenson ve Szyezyyk). Bu kurul “Absorbe Dose Determination in Photon and Electron Beams” adlı uluslar arası protokolü hazırladı. IAEA bu protokolü, Technical Reports Series No:277 adı altında 1987’de yayımladı. Bu protokol, 10 kV - 300 kV enerjili X ışınlarını, yüksek enerjili foton huzmelerini ve 5MeV – 50MeV enerjili elektron demetlerini kapsamaktadır. Ülkemizde, ICRU Rep:23-24, NCRP Rep:69, NACP, HPA protokolleri ayrı ayrı merkezlerde, 1990’lara kadar kullanılmış, sonraki zamanda sadece “Protokol 277” (TRS 277) kullanılmıştır.

Bu protokol, hava kerma tabanlı olup, suda soğurulan doz hesabının metodolojisini sağlamaktadır. Soğurulan Doz Protokolleri, standart laboratuarda iyon odasının kalibrasyonu ile klinik demetin belirli koşullar altında sudaki soğurulan dozunu ilişkilendirmek için gerekli formülasyonu ve veriyi sağlar. Hava kerma tabanlı protokoller ve sudaki soğurulan doz tabanlı protokoller olmak üzere iki tip dozimetri protokolü vardır.

Direk suda soğurulan doz tabanlı olmadığından TRS 277 no'lu protokoldeki belirsizlikler elektronlar için % 3.7, yüksek enerjili X ışınları için % 3.2, Co-60 için ise % 2.5'dir. Radyoterapi geliştikçe bu belirsizlikler minimuma indirilerek daha büyük bir kesinlikle soğurulan dozu bulmanın yolları araştırılmaya başlanmış, böylece 2000 yılında sudaki soğurulan doz tabanlı TRS 398 numaralı protokol geliştirilmiştir.

TRS 277 nolu protokolde iyon odaları ikincil standard laboratuarlarda hava kerma cinsinden kalibre edilmekte, belirli bir derinlikte sudaki soğurulan dozun hesaplanması aşamasında iyon odası ile ilgili, sayısal değerleri TRS 277'de verilen katt ve km düzeltme faktörleri kullanılmaktadır. Bu faktörler aynı model bütün iyon odaları için eşit idi. Ancak aynı modelde olsa bütün iyon odalarının imalatı tamamen benzer olmadığından aynı faktörü kullanmak bir ölçüde belirsizlik getiriyordu. Suda soğurulan doz cinsinden kalibre edilen ve her elektrometre ve iyon odasına özgü faktör belirleyerek belirsizliği azaltan TRS 398 no'lu protokol geliştirilmiştir. Bütün dozimetre protokolleri sudaki soğurulan dozun belirlenmesini amaçlar. Bu yüzden, direk bu parametre cinsinden kalibre edilmiş iyon odası kullanmak daha büyük doğruluk sağlayacaktır.

Soğurulan doz hesabının ölçümlerinde RW3 katı su fantomu, Farmer 2571 tipi elektrometre ve iyon odası kullanıldı. Referans alanın referans ve r_{max} derinliklerinde yapılan ölçümler için, TRS 398 protokolü henüz ülkemizde kullanılmadığından IAEA - TRS 277 protokolu kullanıldı. Bu protokolün uygulanmasında iyonizasyon etkisi göz önüne alınarak, iyon odalı dozimetri sistemi kullanıldı (Farmer 2571). Soğurulan doza etki eden faktörlerin hepsi göz önüne alındı, değerleri 1,000 olsa da formülde yerine yazıldı.

Soğurulan doz, etkin doz noktasında ölçülmelidir. Yüksek enerjili X ve Y ışınlarında soğurulan doz tayini Brag-Gray (B-G) kavite teorisi ile açıklanabilir. B-G kavite teorisi iyon odasının homojen bir foton demeti içerisinde küçük bir kavite olarak davrandığını varsayar. Bu kavite radyasyon demetinin spektrumunu değiştirmeyecek kadar küçük olmalıdır. Doz ölçümünün doğru olması için, kavite bulunduğu ortam şartlarını değiştirmemelidir (perturbation). Oysa, kavite teorisindeki ortam eksikliği elektronların daha az saçılmalarına (attenuation) yol açar.

P_{etkin} (yer değiştirme) : Etkin (P_{eff}) ölçüm noktası olarak bilinir. İyon odaları için su hacminin iyon odası hacmiyle yer değiştirmesini dikkate alan faktördür (şekil). Yer değiştirme miktarı, paralel plak odalarda ön camın arkasında, silindir tipli iyon odalarında radyasyon kalitesine bağlı olarak, yüksek enerjili X ışınları için 0.75 r, yüksek enerjili elektronlar için 0.50 r, Co-60 için de 0.5 r merkezi elektrodun üzerinde öngörülmektedir (23).

Ölçümlerimizde kullandığımız 6 ve 15 MV enerjileri için $P_{etkin}=0.75xr$ dir. Seri numarası 1116 olan 2570/1 model Farmer elektrometre ile kullandığım Farmer 2571 tipi 1546 seri numaralı iyon odasının iç yarı çapı 3.15 mm olduğundan $P_{etkin}=0.75xr = 0.75 \times 3.15 \text{ mm}$, $P_{etkin} = 2.36 \text{ mm}$ bulundu.

P_{elec} : Elektrometre düzeltme faktörü, iyon odası ile elektrometre aynı tip olursa $P_{elec}=1.000$, değilse farklılıktan kaynaklanan doğrultma faktörü kullanılmalıdır (21). Kullandığımız elektrometre ile iyon odası Farmer 2571 tipi olduğundan $P_{elec}=1.000$ alındı.

f_k : Kılıf kalınlık faktörüdür. Kılıf kafi miktarda ince olmalı, iyon odası içinde termal ve basınç dengesini için hava kılıf içine girmelidir. Denge için 5 dk beklenmelidir. Işın kalitesi ve kılıf kalınlığına bağlı düzeltme faktörleri çizelgede verilmiştir (23).

Çizelge 9.2. İyon odası kılıf kalınlığı'na bağlı düzeltme faktörleri (f_k)

Işın Kalitesi	İyon odası kılıf kalınlığı		
	5 mm	3 mm	1 mm
Kobalt-60	1.001	1.001	1.000
0.600	1.001	1.001	1.000
0.700	1.001	1.001	1.000
0.720	1.001	1.001	1.000
0.740	1.002	1.001	1.000
0.760	1.003	1.002	1.000
0.780	1.004	1.003	1.001
0.800	1.005	1.004	1.001
0.820	1.008	1.005	1.002

Kullanılan iyon odasının kılıf kalınlığı (0.75 mm/2) 0.38 mm, ışın kalitesi ($TPR_{10}^{20}(\text{oran})$) 6 MV için 0.675 ve 15 MV için 0.76 ölçüldü. Buna göre ışın kalitesi 0.675 ve 0.76 için $f_k = 1.000$ bulunmuştur.

P_{cel} : İyon odası merkezi elektrodunun, hava eşdeğeri olmadığından kullanılan faktördür. Elektrodun çapına ve foton enerjisiyle değişir. Kullanılan iyon odasının uzunluğu 25 mm, iç yarı çapı 3,15 mm ve merkezi elektrodun çapı 1 mm'dir.

P_{cel} Tespiti : Merkezi elektrodun çapı referans alınarak, enerjiye karşılık gelen düzeltme faktörü Çizelge 4.25'den (Protokol 277 s.65 tab. 19(23)) tespit edilir.

Çizelge 9.3. Merkezi elektrodun çapına bağlı olarak P_{cel} değerleri

Merkezi Elektrot Çapı (mm)	Elektronlar	Fotonlar $(h\nu)_{\max} > 25 \text{ MeV}$	^{60}Co ve Fotonlar $(h\nu)_{\max} \leq 25 \text{ MeV}$
0.5	1.008	1.004	1.000
1	1.015	1.008	1.000
1.5	1.020	1.010	1.000
2.5	1.032	1.016	1.000

X ışınlarının $(h\nu)_{\max}$ enerjileri 6 ve 15 MV olduğundan, bunlar da 25 MV den küçük olduğundan 1 mm çaplı merkezi elektroda $P_{\text{cel}} = 1.000$ karşılık gelmektedir (23).

k_{att} : Işınlanan iyon odası duvarlarında fotonların soğurulma ve saçılmasından meydana gelen azalmayı düzelten faktördür (23). Kullandığımız iyon odası NE marka 0.6 cc ve Farmer 2571 tipi olduğundan, TRS 277'nin 63 ve 64 ncü sayfalarında bulunan XVIII numaralı tablodan $k_{\text{att}} = 0.990$ ve $k_m = 0.994$ olarak bulundu.

k_m : Standart ikincil dozimetri laboratuvarında kobalt-60 gamma ışınlarıyla, iyon odasının hava kerma kalibrasyon faktörü ölçülürken, iyon odası duvarının ve biriktirme-çoğaltma (buildup) kep malzemesinin, hava eşdeğeri olmamasından kaynaklanan (havada ölçüm yapıldığından) düzeltme faktörüdür (23).

$S_{\text{su,hava}}$: Havadan suya giren ışınları durdurma gücüdür. Kütle durdurma gücü olarak da bilinir. Işının enerjisine göre değişir (23). $S_{\text{su,hava}}$ değerleri, Monte Carlo metoduyla hesaplanmış ve ICRU:37 raporunda verilmiştir. Foton demeti tarafından oluşturulan elektronlar için $S_{\text{su,hava}}$ değerleri referans derinlikte foton demetinin demet kalitesinin fonksiyonudur. Kullandığımız 6 MV enerjili fotonlar için $\text{TPR}_{10}^{20}(\text{oran}) = 0.675$, $D_{20}/D_{10}(\text{oran}) = 0.587$ olduğundan $S_{\text{su,hava}} = 1.119$ olarak bulundu. 15 MV enerjili fotonlar için ise $\text{TPR}_{10}^{20}(\text{oran}) = 0.76$, $D_{20}/D_{10}(\text{oran}) = 0.633$ olduğundan $S_{\text{su,hava}} = 1.099$ olarak bulundu.

N_D : İyon odasının içindeki birim hava (veya hangi gaz varsa) iyonizasyon başına, iyon odasının içinde soğurulan doz kalibrasyon faktörü olup Eş. 9.1'den bulunur(23).

$$N_D = [(N_k \times (1 - g)) \times (k_{\text{att}} \times k_m)] \quad [9.1]$$

Hava kalibrasyon faktörü N_k 'dan hesaplanır. Burada N_k , TAEK Standart İkincil Dozimetri laboratuvarında yapılan dozimetre ve iyon odası hava kerma

kalibrasyonundan sonra, referans iyon odasıyla karşılaştırılarak verilen “iyon odasının hava kerma kalibrasyon faktörü” dır (21).

$N_k = 0.944$ (30.03.2004 tarihinde TAEK Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezinde kalibrasyonu yapıldı ve 04-367 sayı ile kalibrasyon sertifikası düzenlendi).

(1-g) : Havada ikincil elektronların durdurulması sırasında bremsstrahlung ışınlarına dönüşen yüklü partiküllerin enerji kesridir (= 0.003) (23), TRS 277’in 51 sayfasından ve N_k kalibrasyon sertifikasından $(1-g) = 0.997$ alınmıştır.

P_U : Foton demeti, hava kavitesinde, iyon odası duvarında ve suda farklı sayıda elektron oluşturduğundan, oluşturulan elektronların durdurulması da farklı olduğundan, bu farklılığın düzeltilmesi gerekir. Ölçümlerin suda kepsiz yapıldığı kabul edilir. İyon odası malzemesinin ve hava boşluğunun su eşdeğeri olmamasını düzelten faktördür. İyon odası duvarlarından çıkan elektronların iyon odası içindeki havada meydana getirdiği iyonizasyon miktarına bağlıdır. Bu düzeltme faktörü kullanıldığında etkin ölçü noktası (P_{eff}) kullanılacaktır. Enerji arttıkça ihmal edilemez. İyon odası silindirin iç çapı ile ışının enerjisine bağlıdır.

P_U Tespiti : Kullanılan silindirik iyon odasının iç çapı $r=3.15$ mm olup, Protokol 277, sayfa 55, şekil 14 (23)’ten ışın kalitesine bağlı olarak 6 MV için $P_U = 0.994$, 15 MV için $P_U = 0.996$ olarak bulundu.

Bunlara ilave olarak basınç sıcaklık etkisi, rutubet etkisi, polarizasyon etkisi, yeniden birleşme (recombination) etkisi, pertürbasyon (perturbation) etkisi de formülde yazılmalıdır. Ayrıca, iyon odasının kılıf kalınlığı etkisi ile merkezi elektrodun yarıçapına bağlı düzeltme faktörü de göz önüne alınmalıdır (23).

k_h : Rutubet etkisi, genelde iyon odalarındaki şarjlar üzerinde fazla değildir. Ölçüm ortamı olarak sudan farklı bir ortam kullanıldığında, bu ortamın iyon odasının cevabına yaptığı etkiyi düzelten faktördür. İkincil dozimetri laboratuvarından verilen

rutubet %50, ölçüm esnasında ısı 15-25 C° ve rutubet ise %20-%70 arasında ise rutubet düzeltmesi 1.000 alınır, Co-60 için bu değer $k_h = 0.997$ alınır (21). 6 MV enerjili fotonun dozimetrisi yapılırken T=27 C° ve rutubet (h) = % 55, 15 MV enerjili fotonun dozimetrisi yapılırken T=27,5 C° ve rutubet (h) = % 55 olarak tespit edilmiştir. Buna göre düzeltme faktörümüz $k_h = 1.000$ olarak kullanıldı.

P_{pol}: Polarizasyon faktörü elektrometrenin besleme voltajı değiştirildiğinde, iyon odasının aynı enerjili fotonlarla verilen aynı miktar doza, akım olarak verdiği cevap olarak tanımlanmaktadır ve Eş.9.2 ile Eş 9.3'den hesaplanır (21). Farkın % 0,5 ten küçük olması gerekir. İyon odasının dizaynına, ışın kalitesine, kablo pozisyonuna bağlıdır.

$$P_{pol} = \left| \frac{(M_{ham\ deg\ er}^{+} - M_{ham\ deg\ er}^{-})}{(2 \times M_{ham\ deg\ er})} \right| \quad [9.2]$$

Okumalar, SSD=100 cm, 10cmX10cm alan, derinlik 6 MV için d=5 cm 15 MV için d=10 cm de yapılmıştır. Gantry ve kolimatör açıları 0°'ye ayarlanmış ve MU=200 verilmiştir. Burada, M_{hamdeğer} “Eş.9.3” olarak alınmıştır.

$$M_{ham\ deg\ er} = \left[\frac{(M_{ham\ deg\ er}^{+} + M_{ham\ deg\ er}^{-})}{2} \right] \quad [9.3]$$

Çizelge 9.4. Soğurulan doz üzerine kutuplanma etkisi tespiti

KUTUPLANMA (POLARİZASYON) ETKİSİ								SAPMA = (M ⁺ - M ⁻) / 2M	Polarizasyon Faktörü = 1+sapma
(-) M okuma değerleri				(+) M okuma değerleri					
1	2	3	ORT.	1	2	3	ORT.		= P _{pol}
1.800	1.799	1.801	1.800	1.806	1.805	1.806	1.806	0.00139 (% 0,14)	1.0014 (6MV için)
1.518	1.518	1.518	1.518	1.523	1.521	1.522	1.522	0.00132 (% 0,13)	1.0013 (15MV için)

P_{pol} faktörü, 6 MV için 1.0014, 15 MV için $P_{pol}=1.0013$ olarak bulundu.

P_s : İyon yeniden birleşme (recombination) faktörü olarak bilinmektedir. İyon toplama kaybı da denir. Radyasyon, iyon odası içindeki gaz moleküllerinden elektron kopartarak molekülleri iyonlaştırır. Kopartılan elektronlar, anot-katot arasına uygulanan gerilim nedeniyle anota doğru sürüklenir. Bu alan yeterince kuvvetli değilse, serbest dolaşan elektron pozitif yüklü iyonla birleşebilir. Kopartılan elektronların oluşturduğu akımın, radyasyon miktarıyla doğru orantılı olduğu düşünülür. Anota ulaşamayan ve bir iyonla birleşen bu tür elektronlardan kaynaklanan kaybın bir düzeltme faktörüyle telafi edilmesi gerekir. Radyasyonun oluşturduğu bütün yükleri ölçmemiz imkansızdır. Hızlandırıcılarda göz önüne alınması gereken bir düzeltme faktörüdür. Bu faktörün tayininde V_1 ve V_2 besleme voltaj teknikleri kullanılmaktadır. V_1/V_2 oranları 3 veya 3'ten büyük olarak tayin edilir. V_1 ve V_2 besleme voltajlarına karşılık Q_1 ve Q_2 out-put değerleri dozimetreden okunur. Elde edilen değerler, ikinci derece faktör eşitliğinde yerine konur (23).

P_s 'nin Tespiti : Gentrî ve kolimatör açısı sıfır konumuna, katı fantom sistemi de tedavi masasında ölçüm konumuna getirildi. Bunun için okuma yapılacak her enerjinin r_{max} derinliğinde SSD (cilt-kaynak mesafesi) 100 cm ve 10cmX10cm alan ayarı yapıldı. CF=1 alındı ve ortamın basınç (P), sıcaklık (T) değerleri Farmer Dozimetre'ye girildi. Dozimetrenin, yarı voltaj tekniğine göre $V_1=V$ ve $V_2=V/2$ besleme voltajı değerlerine karşılık okunan Q_1 ve Q_2 out-put değerleri aşağıdaki denklemde yerine konularak P_s hesaplandı.

Çizelge 9.5. Soğurulan doz üzerine kutuplanma etkisi tespiti

ENER Jİ	r_{maks} mm.	V_1/V_2 $V_1 = V$ $V_2 = V/2$	V_1 voltta okunan Q_1	V_2 voltta okunan Q_2	Q_1 / Q_2	P_s	
						Prtk. 277 Şekil 13	Prtk. 277 formül 17,tablo 8
6 MV	16		0,979	0.970	1.009	1.003	1.009
15 MV	28		0.993	0.984	1.009	1.003	1.009

Kobalt 60'ın yaydığı gamma ışınları gibi sürekli radyasyonlar için,

$$P_S = \left[\left(\frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{((V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2))} \right) \right] \quad [9.4]$$

formülü kullanılırken, lineer hızlandırıcılar gibi cihazlarda üretilen atımlı radyasyonlar için,

$$P_S = a_0 + a_1 \times \left(\frac{Q_1}{Q_2} \right) + a_2 \left(\frac{Q_1}{Q_2} \right)^2 \quad [9.5]$$

formülü kullanılmaktadır. Burada $a_0 = 2,337$, $a_1 = -3,636$, $a_2 = 2,299$ 'dir. (21,23).

$$P_S = 2,337 - 3,636 (1.009) + 2,299 (1.009)^2 = 1.009, \quad P_S = 1.009 \text{ olarak bulundu.}$$

F_{FANTOM} (F_F): Katı fantomda ölçülen değer, suda ölçülen değere taşıma faktörü. Suda ve katı fantomda okunan değerler, su ile katı fantomun yoğunluk ve diğer özelliklerinin % 100 aynı olması beklenmediğinden, su eşdeğeri katı fantomlar kullanılmaya başlanmadan önce bu faktörün tespit edilmesi gerekir. Enerjiye bağlı olarak değişir. Okunan değerler % dd'a çevrildi ve su fantomunda okunan değer, aynı alan ve derinlikte katı fantomda okunan değere bölündü.

Çizelge 9.6. Katı fantom faktörünün tespiti için okuma değerleri

KATI FANTOM FAKTÖRÜNÜN TESPİTİ									
	Derin lik	6 MV				15 MV			
		5x5	10x10	20x20	ORT.	5x5	10x10	20x20	ORT.
Katı Fantom	r _{max}	100	100	100	100,0	99,6	100	100	99,9
	5	84,6	86,8	87,1	86,2	93,7	93,6	92,6	93,3
	10	63,9	67,2	69,9	67,0	74,8	76,1	74,6	75,2
Su Fantomu (orta boy)	r _{max}	100	100	100	100,0	99,4	100	100	99,8
	5	84,7	86,7	87,9	86,4	94	94,4	92,9	93,8
	10	64	67,3	69,9	67,1	75,3	76,3	76,6	76,1

Yaptığımız ölçümler neticesinde F_F , 6 MV için 1.001 ve 15 MV için 1.005 bulundu.

Çizelge 9.7. Katı fantom faktörünün tespiti

SU FANTOMU / KATI FANTOM									
Katı Fantom Faktörü	r_{max}	1,000	1,000	1,000	1,000	0,998	1,000	1,000	0,999
	5	1,001	0,999	1,009	1,003	1,003	1,009	1,003	1,005
	10	1,002	1,001	1,000	1,001	1,007	1,003	1,027	1,012

Katı Fantomda Okunan Her Değerin, Su Fantomunda Okunacak Karşılığını Bulmak İçin, Enerjiye Bağlı "**Katı Fantom Faktörü**" ile çarpılması gerekir.

KATI FANTOM FAKTÖRÜ ($F_{FANTOM} = F_F$)		6 MV	1,001		15 MV	1,005
--	--	-------------	--------------	--	--------------	--------------

P_{TP} : Basınç sıcaklık düzeltme faktörü. Atmosferik koşullar iyon odasındaki moleküllerin sayısını değiştirir. Basınç ve sıcaklığı düzeltmek için kullanıcının kullanması gereken basınç sıcaklık düzeltme faktörü, pek çok standart laboratuarda normal koşullar altında kalibrasyon yapılırken $T_0 = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ sıcaklık, $P_0 = 1013\text{ mbar}$ basınç ve relatif nem % 50 mertebesinde. Ölçüm yaptığımız koşullar bu değerlerin dışında ise, P_{TP} kullanılmalıdır. Kalibrasyonu yapılmış bir barometre ve termometreden ölçüm anında okunan değer dozimetreye girilmiştir.

$$P_{TP} = \left[\frac{(P_0 \times (273,2 + T))}{(P \times (273,2 + T_0))} \right] \quad [9.6]$$

Burada, P_0 ve T_0 referans değerler olup $P_0 = 101.3\text{ kPa}$ ve $T_0 = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ alınmaktadır (37). 101.3 kPa , 760 mm Hg veya $1013,25\text{ mBar}$ da alınabilir. 6 MV'in dozimetrisi yapılırken $P=915\text{ mBar}$, $T=27\text{ }^{\circ}\text{C}$ ve $P_{TP} = 1.133$; 15 MV'in dozimetresi yapılırken $P=915\text{ mBar}$ ve $T=27,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ $P_{TP} = 1.135$ tespit edilmiştir.

D_{su} : Bütün düzeltme faktörlerinin, M_u^0 ham değeri ile çarpılarak bulunan, Gy cinsinden soğurulan doz miktarıdır.

$$D_{su} = M_u^0 \times P_{TP} \times P_{elec} \times k_h \times P_s \times f_k \times N_D \times S_{su,hava} \times P_u \times P_{cel} \times F_F \times P_{pol} \quad [9.7]$$

$$N_D = N_k \times (1 - g) \times k_{att} \times k_m \quad [9.8]$$

DF (correction factor =CF) : Soğurulan dozu bulmak için, P ve T dışındaki bütün düzeltme faktörlerinin çarpılmasıyla elde edilen ve Farmer Dozimetre'lere , düzeltme faktörü olarak girilen değerdir. Bu faktörü,

$$DF = P_{elec} \times k_h \times P_s \times f_k \times N_D \times S_{su,hava} \times P_u \times P_{cel} \times F_F \times P_{pol} \quad [9.9]$$

alırız. Basınç ve sıcaklık girildikten sonra dozimetrede okunan,

$$M_u = M_u^0 \times P_{TP} \quad [9.10]$$

değeridir. Fotonlar için suda etkin noktada ölçülen soğurulan doz hesabı:

$$Doz_{su}(D_{su}) = M_u \times DF \quad [9.11]$$

eşitliğiyle hesaplanır (Bkz. Çizelge 4.26). Soğurulan dozun hesaplanabilmesi için, ne anlama geldiği belirtilerek tespit edilen azaltma veya artırma faktörleri yerlerine yazılarak Eş. 9.12'den bulundu (23).

$$Dw(P_{Etkin}) = M_U \times N_D \times S_{W,air} \times P_U \quad [9.12]$$

M_u^0 : Her enerji için düzeltme faktörleri kullanılmadan okunan ham değerdir.

Lineer hızlandırıcılarda zaman birimi MU olarak düzenlenmiştir. Cihazın 1 Monitör Unit zaman süresinde 1 cGy doz vermesi istenir. Bu yüzden, her enerjide 10x10 cm² alan ve r_{max} derinliklerinde, RW3 Katı fantom ve 0,6 cc iyon odası kullanılarak 200 MU verildiğinde 200 cGy (soğurulan) doz ayarı yapılır. Fraksiyonel tedavilerde doz miktarı 200 cGy kullanıldığından, burada da 200 MU kullanıldı.

% dd kullanılarak önce referans alan ve referans derinlikte 200 cGy değerine karşılık gelmesi gereken değer ayarlandı, sonra da maksimum doz derinliğinde (r_{max}) 1cGy = 1 MU şartının sağlandığı tespit edilerek dozimetri tamamlandı. Aslında önce r_{max} derinliğinde 1cGy = 1 MU ayarının yapılması, sonra da referans şartlardaki değerlerin incelenmesi gerekirdi. Ancak, fotonlar referans şartlarda daha kararlı davrandığından, ayrıca r_{max} derinliği bir nokta olmayıp, birkaç noktadan oluşan adeta bir çizgi olduğundan, ayar referans şartlarda yapılmıştır.

6 MV için

$$D_{SU} = P_{elec} X k_h X P_s X f_k X N_k X (1-g) X k_{att} X k_m X S_{su, hava} X P_u X P_{cel} X F_F X P_{pol} X P_{TP} X M_u^o$$

$$D_{SU} = 1.0 \ 1.0 \ 1.009 \ 1.0 \ 0.944 \ 0.997 \ 0.990 \ 0.994 \ 1.199 \ 0.994 \ 1.0 \ 1.001 \ 1.0014 \ P_{TP}$$

$$M_u^o$$

$$D_{SU} = 1.116 M_u^o P_{TP} ; \quad 6 \text{ MV için } DF = 1.116$$

15 MV için

$$D_{SU} = 1.0 \ 1.0 \ 1.009 \ 1.0 \ 0.944 \ 0.997 \ 0.990 \ 0.994 \ 1.099 \ 0.996 \ 1.0 \ 1.005 \ 1.0013 \ P_{TP}$$

$$M_u^o$$

$$D_{SU} = 1.029 M_u^o P_{TP}; \quad 15 \text{ MV için } DF = 1.029$$

Çizelge 9.8. Dozimetri parametreleri

SOĞURULAN DOZ İÇİN DÜZELTME DEĞERLERİ	6 MV	15 MV
P_{elec}	1,000	1,000
f_k	1,000	1,000
P_{cel}	1,000	1,000
N_k	0,944	0,944
(1-g)	0,997	0,997
k_m	0,994	0,994
k_{att}	0,990	0,990
$S_{su,hava}$	1,119	1,099
P_u	0,994	0,996
P_s	1,009	1,009
P_{pol}	1.0014	1.0013
F_F	1,001	1,005
k_h	1,000	1,000
DF (düzeltme faktörü)	1.116	1.029
M_u^o	1.360	1.301
P_{TP}	1,133	1,135
Okunan=DFx M_u^o x P_{TP}	1.719	1.519
% dd ($r_{referans}$)	86.4	75.8
Beklenen soğurulan doz $D_{su}(P_{ref})(Gy)$	1,728	1,516
(Okunan-Beklenen / Beklenen) oranı %2'nin altında olmalıdır	% 0.5	% 0.2
r_{maks}	1.6	2.8
r_{maks} 'a verilen 200 MU'e karşılık okunan değer (Gy)	1.99	2.01

$GA=0^0$, $KA=0^0$, $SSD=100cm$, Alan :10cmX10cm koşullarında, Süre = 200MU verildi. 6 MV için beklenen değer 1.728Gy ile, okunan değer 1.719Gy'dir. aynı şekilde 15 MV için beklenen değer 1.516Gy iken okunan değer 1.519Gy dir. İki enerji için de sapma yüzdesi, %2'nin altında olduğundan düzeltme yapmaya gerek duyulmamıştır.

10. TARTIŞMA VE SONUÇ

Yapılan çalışma sonucunda,

- i) Sistem bloklama düğmelerinin, güvenlik anahtarlarının, masayı/gentriyi/kapıyı durdurma düğmelerinin çalıştığı “Çizelge 7.1-7.6”,
 - ii) Gentri ve tedavi masası ile ilgili dikey ve enine analog ve dijital göstergelerin, değerleri, hata kabul limitlerinin içinde gösterdiği “Çizelge 7.7-7.14”,
 - iii) Işık-ışın çakışması, gentri, kolimatör, tedavi masası dönme eşmerkezi gibi radyasyon parametreleri ile, tedavi masası gentri dönme hareketi analog göstergelerinin kabul edilebilir hata payı içerisinde olduğu “Şekil 7.9-7.15, Çizelge 7.7-7.26”,
 - iv) Radyasyon verimi kolimatör açıklığının büyüklüğü ile, basınç, sıcaklık, rutubet gibi atmosfer koşullarına bağlı olmakla beraber, verimin gentri ve kolimatör açısına bağlı olmadığı ve sınır değerler içinde olduğu “Çizelge 8.20”,
 - v) Monitör lineerliğinin “Şekil 8.24, Çizelge 8.19” ve kısa dönem kararlılığının “Çizelge 8.18” ideala yakın olduğu,
- tespit edilmiştir.

Ayrıca,

- a.) 6 MV enerjili foton demetlerinin, kolimatör açıklık değeri (alan) ve derinlik değeri için SSD=100 cm’de alınan %dd değerlerinin “Çizelge 8.9”, BJR Supplement No.11 değerleri “Çizelge 8.11” ile yakın olduğu,
- b.) 15 MV enerjili foton demetlerinin, kolimatör açıklık değeri (alan) ve derinlik değeri için SSD=100 cm’de alınan %dd değerlerinin “Çizelge 8.10”, BJR Supplement No.25 değerleri “Çizelge 8.12” ile yakın olduğu,
- c.) 6 MV ve 15 MV olarak tanımlanmış foton demetlerinin ölçülen kalite endeksi değerleri “Çizelge 8.1” ile, BJR Supplement 25’deki “Çizelge 8.2” aynı tanımlı foton demetlerinin kalite endeksi değerleri karşılaştırılarak, 6 MV ve 15 MV olarak tanımlanmış foton demetlerinin enerji değerleri tespit edilmiştir. Tespit edilen enerji değerlerinin çok küçük hata oranıyla BJR Supplement 25 verileri ile uyumlu olduğu,
- d.) Penumbra değerlerinin derinlikle arttığı, enerji arttıkça azaldığı,

- e.) Dozun maksimuma ulaştığı derinlikler, hem katı fantom ile “Çizelge 8.3, Şekil 8.3 ve Çizelge 8.4, Şekil 8.5” hem de su fantomu ile “Şekil 8.4, Şekil 8.6” 6 MV ve 15 MV tanımlı foton demetleri için ölçülerek karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırmada maksimum doz derinliğinin birbiriyle uyumlu olduğu,
- f.) Su fantomu “Çizelge 8.7” ile RW3 katı fantomda “Çizelge 8.8” foton demetlerinin, simetri ve düzgünlüğüne bakılarak birbiriyle karşılaştırıldı. Her demet için katı fantomda ölçülen simetri ve düzgünlüğün su fantomunda ölçülen simetri ve düzgünlük ile uyumlu olduğu “Şekil 8.8-8.11”,
- g.) Tedavi esnasında hasta pozisyonu ve foton demet kolimasyonu amacıyla kullanılan araç-gereçlerin, foton demetlerini azaltma oranlarının kabul edilebilir limitler içinde bulunduğu “Çizelge 8.21 ve 8.22”,
- h.) Bilgisayarlı tedavi sisteminin arızalanması durumunda el hesabında kullanılacak parametreler “Çizelge 8.13, 8.15, 8.23-8.25”,
- i.) Monitör sistemle ilgili uluslar arası protokollerde belirlenen testler yapılarak “Çizelge 8.17-20 ve Şekil 8.24”,
- j.) Tedavi planlama sistem algoritmasının istediği veriler, istendiği şartlarda alındı “Çizelge 8.6”, ham değerler “Şekil 8.16” düzeltilerek “Şekil 8.17” planlama sistemine aktarıldı. Foton demetlerinin ilerleme yolu üzerinde hiçbir azaltıcı unsur yok iken (açık alan) ve doz telafi kaması var iken, alan büyüklüğüne ve enerjiye bağlı izodozlar tedavi planlama sistemine çizdirildi “Şekil 8.25, 8.26”. Doz telafi kamalı çizdirilen izodozların yatay eksen ile yaptıkları açı “Şekil 8.27, 8.28”,

tespit edilmiştir.

- k.) Foton demetlerinin dozimetrisinde kullanılan iyon odası, dozimetre gibi araç-gereçlerin dozimetriye etki eden faktörleri tespit edilerek “Çizelge 9.1-9.7” foton demetlerinin dozimetrisi yapıldı. Dozimetrizde, her demet için beklenen değere çok yakın değer bulundu “Çizelge 9.8”.
- l.) Doz planlama ve doz hesaplarında kullanılan medikal fizik kriterleri gözetilerek cihazın 6 MV ve 15 MV enerjili foton demetlerinin kalite güvencesi sağlandı.

Sonuç olarak,

- 1.) a) Bütün kalite kontroller belirlenen periyotlarda yapılmalıdır.
b) Tedavi cihazının mekanik ve elektronik aksamı ile, cihazın elektrik, dozimetrik fonksiyonlarının değişmesine neden olacak bir durumun hasıl olması durumunda kalite kontrollerin yenilenmesi gerekmektedir.
- 2.) Dozimetrde kullanılan katı fantom ile alınan verilerin, en az bir defa su fantomunda alınan veriler ile karşılaştırılması gerekmektedir.
- 3.) Simetri ve düzgünlüğün (30×30) cm² ve (20×20) cm² alanlar ile maksimum doz derinliği ve enerjiye bağlı referans derinliklerde, tedavi masası boyuna ve enine, aylık periyotlar ile bakılması gerekmektedir.
- 4.) Tedavi esnasında hasta pozisyonu ve foton demet kolimasyonu amacıyla kullanılan araç-gereçlerin, foton demetlerini azaltma oranlarının, en az yılda bir defa, veya foton enerji değerlerinin değişme olasılığının olduğu her durumda yeniden belirlenmesi gerektiği,
- 5.) El hesabında kullanılacak parametrelerin yılda bir defa yeniden ölçülmesi gerekmektedir.
- 6.) Monitör sistemle ilgili testlerin de her yıl yenilenmesi gerekmektedir.
- 7.) Tedavi planlama sistem algoritmasının istediği veriler, iki yılda bir yeniden ölçülerek, tedavi planlama sistemine yüklenmelidir. Sistemde enerjiyi değiştirecek, veya planlama sisteminde verileri değiştirecek bir arızanın oluşması durumunda, veriler yeniden alınarak planlama sistemine yüklenmelidir.

KAYNAKLAR

1. ESTRO, "Radiation Oncology A.Century of Progress and Achievement", Pınar T., Dicle O., *İstanbul Ün. Onkoloji Enstitüsü Çapa*, İstanbul (1995).
2. Uzel R., "Radyasyon Onkolojisinin Dünyada ve Ülkemizde Gelişme Süresi ve Bugünkü Durumu", *Kanser Gündemi*, 4:3-55 (1999).
3. İstanbul Ün. Onkoloji Enstitüsü, "Yüz Yıllık Yolculuk Başlangıçtan-Günümüze Türk Radyolojisi", *5G Matbaacılık*, İstanbul (1995).
4. Berkman A.T., "Engelli - Engeli Uzun Yıllar Bir Hayat Anıları", *Selar Ofset*, İstanbul, 1900-1987 (1988).
5. Chao Clifford K.S., Perez Carlos A., Brady Luther W., "Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları", Gemici C., Mayadağlı A., Parlak C., *Nobel Tıp Kitabevleri*, İstanbul, 112-521 (2004).
6. Mazon J.- J., Locoche T., Maugis A., "Techniques d'irradiation des cancers". *Vigot Ed.*, Paris (1994).
7. Perez C.A., Brady L.W., "Principles and practice of radiation oncology 2nd ed". *J.B. Lippincott Ed.*, Londra (1991).
8. Sopha Developpment, "Kanserde Işınlama Teknikleri", Uzal C., *Öncü Ltd.*, Ankara, 1-13, 40-42 (1995).
9. Hossfeld D.K., Sherman C.D., Love R.R., Bosch F.X. , "Manual of clinical oncology 5nd ed", *UICC*, Cenevre (1990).
10. PSSC, "Üniversite Fiziği 1. Baskı", Raytheon Education Company, *Milli Eğitim Basımevi*, İstanbul, Bölüm 29-9, 555 (1975).
11. Dertinger H. and Jung H., "Molecular Radiation Biology", *Springer - Verlag*, Newyork, 18 (1970).
12. Arya A.P., "Fundamentals of Nuclear Physics", *Allyn & Bacon*, Boston, 19-40 (1966).
13. Kenneth S. Krane, "Nükleer Fizik 1", Şarer B., *Palme Yayıncılık*, Ankara, 184-187,198-201 (2001).
14. Günalp B., "Radyasyonun Sağlık Etkileri ve Radyasyon Yaralanmalarının Tanı ve Tedavisi, Yayın No:2005/23", Günalp B., Özgüven M.A., *GATA Basımevi*, Ankara, 15-24 (2005).

15. Wang, CH and Willis, DL., “Radiation Methodology in Biological Sciences”, **Prentice-Hall**, New Jersey, 45-81 (1965).
16. Machlin L J, Pendich A., “Free radical tissue damage. Protective role of antioxidant nutrients”, **Faseb Journal**, I, 441-445 (1987).
17. Athar M., Abdula M., Sultana S., Favier A., “Free radicals and trace elements”, **The journal of trace elements in experimental medicine**, 6, 65-73 (1993).
18. Yıldırım H., “Biyofizik”, **Anadolu Üniversitesi Basımevi**, Eskişehir, 321-324 (1985).
19. Kenneth S. Krane, “Nükleer Fizik 2. Cilt”, Şarer B., **PalmeYayıncılık**, Ankara, 559, 588-590 (2002).
20. Johns H.E., “The Physics of Radiology”, **Blackwell Scientific**, USA, 112-356 (1971).
21. Khan F.M., “The Physics of Radiation Therapy 3rd ed”, **Lippincott Williams and Wilkins**, Philadelphia, Chapter 4, 38-50, Chapter 9, 60-170, Chapter 14, 300-309 (2003).
22. GE, Saturne 41/42/43 Physicst Manual Revision 4, **IGE Medical Systems Ltd.**, England (1993).
23. IAEA, “Technical Reports Series No. 277 : Absorbed dose determination in photon and electron beams”, **IAEA**, Vienna (1987).
24. Slessinger, E.D., Gerber, R.L., Harms, W.B., Klein, E.E, Purdy, J.A, “Independent Collimator Dosimetry for a Lineer Accelerator”, **Int. J. Radiat Oncol. Biol. Physics**, 27(3), Washington, 681-687 (1993).

ÖZGEÇMİŞ

1968 yılında Kahramanmaraş'da doğdu. İlk öğrenimini Kahraman Maraş'da, orta öğrenimini Manisa'da, lise öğrenimini Ankara'da tamamladı. 1994 yılında Ankara Üniversitesi Fen fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümünü bitirdi. 1986'da devlet memuru oldu. 1994'de Fizik Mühendisi olarak Ankara Onkoloji Hastanesi'nde çalışmaya başladı. 2000 yılında Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı medikal lineer hızlandırıcı cihazlarının hasta tedavi verilerini aldı, bilgisayarlı tedavi sistemine aktardı ve cihazı tedavide kullanılabilir hale getirdi. 1994 yılına kadar Onkoloji Hastanesi'nde bulunan Radyasyon Onkolojisi cihazlarının kalite kontrollerini yaptı. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu'nun düzenlediği Radyoterapi kurs ve toplantıları ile yine aynı kurumun Radyoloji kursuna katıldı. 2002 yılında Gazi Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nde yüksek lisansa başladı.

2004 yılından bu yana Sağlık Bakanlığı Tedavi Hizmetleri Genel Müdürlüğü Biyomedikal Mühendislik Hizmetleri Daire Başkanlığı'nda görev yapmaktadır.