

**T.C
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI ELEKTRON ENERJİLERİNDE
KAYNAK-YÜZEY MESAFESİNE BAĞLI DOZ DAĞILIMLARININ
ARAŞTIRILMASI**

**Hazırlayan
Şamil ARDUÇ**

**Danışman
Yrd. Doç. Dr. Okan ORHAN**

Yüksek Lisans Tezi

**Temmuz 2011
KAYSERİ**

**T.C
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI ELEKTRON ENERJİLERİNDE
KAYNAK-YÜZEY MESAFESİNE BAĞLI DOZ DAĞILIMLARININ
ARAŞTIRILMASI**

Yüksek Lisans Tezi

**Hazırlayan
Şamil ARDUÇ**

**Danışman
Yrd. Doç. Dr. Okan ORHAN**

**Temmuz 2011
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Adı-Soyadı: Şamil ARDUÇ

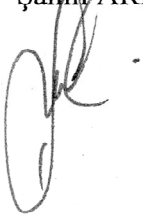
İmza :



YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI

“Farklı Elektron Enerjilerinde Kaynak-Yüzey Mesafesine Bağlı Doz Dağılımlarının Araştırılması” adlı Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

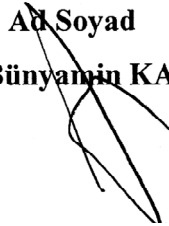
Tezi Hazırlayan
Ad Soyadı İmza
Şamil ARDUÇ



Danışman
Ad Soyadı İmza
Yrd. Doç. Dr. Okan ORHAN



Radyasyon Onkolojisi ABD Başkanı
Ad Soyad **İmza**
Prof. Dr. Bünyamin KAPLAN



Yrd. Doç. Dr. Okan ORHAN danışmanlığında Şamil ARDUÇ tarafından hazırlanan “Farklı Elektron Enerjilerinde Kaynak-Yüzey Mesafesine Bağlı Doz Dağılımlarının Araştırılması” konulu çalışma jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

05 / 07 / 2011

JÜRİ**İmza**

Üye : Prof. Dr. Bünyamin KAPLAN



Üye : Prof. Dr. Mehmet HAYTA



Üye : Yrd. Doç. Dr. Okan ORHAN

**ONAY**

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun ...07/07/2011 tarih ve.....5/0...sayılı kararı ile onaylanmıştır.

07...07...2011

Prof. Dr. Saim ÖZDAMAR
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu çalışmam boyunca yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren başta tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Okan ORHAN'a, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Bünyamin KAPLAN'a, Prof. Dr. Serdar SOYUER'e, Doç. Dr. Oğuz Galip YILDIZ'a, Yrd. Doç. Dr. Celalettin EROĞLU'na, bölüm asistanlarına ve teknisyenlerine,

Tezimin hazırlanış sürecinde her konuda yardımlarını esirgemeyen değerli Hocam Öğr. Gör. Dr. Kadir YARAY'a ve Uz. Fiz. M.Tarkan AKSÖZEN'e, değerli arkadaşlarım Uz. Fiz. Hasan Uğur SARI'ya, Ahmet ÇALIŞIR'a ve Demet BAYRAKTAR'a,

Ayrıca benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyerek bugünlere ulaşmamı sağlayan, tüm kararlarımda her zaman yanımda olan annem Sayın Selma ARDUÇ'a, babam Sayın Fevzi ARDUÇ'a ve sevgili kardeşlerime sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

FARKLI ELEKTRON ENERJİLERİNDE KAYNAK-YÜZEY MESAFESİNE BAĞLI DOZ DAĞILIMLARININ ARAŞTIRILMASI

Şamil ARDUÇ

Erciyes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi, Temmuz 2011
Danışman: Yrd. Doç. Dr. Okan ORHAN

ÖZET

Elektron ışınları, 50 yılı aşkın bir süredir yüzeysel kanserlere uygun radyasyon dozunu uygulamak için önemli bir modalite olmuştur. Elektron ışın tedavisi kanser tedavilerinde geniş bir şekilde kullanılmaktadır. Elektron ışının kısa erişim mesafesi ve hızlı doz düşüşü sayesinde tümörün altındaki dokular ve yapılar korunurken, yüzeye yakın lezyonların tedavisine olanak tanımaktadır. Hedef volüme homojen bir doz, güvenli bir uzatılmış kaynak yüzey mesafeli (SSD) elektron tedavisinde uygulanan doz, merkez eksen derin doz ve ışın düzlüğünün ile ilgili verilerin bilinmesiyle mümkündür.

Bu çalışmanın amacı 6 MeV, 9 MeV ve 12 MeV electron enerjilerinin farklı SSD'lerde yüzde derin dozlarını (%DD), doz profillerini, doz düzgünlüğünü, doz simetrisini, en olası enerjisini, ortalama enerjisini, pratik mesafesini, yarı değer derinliğini ve maksimum doz parametrelerini incelemektir. Varian DHX doğrusal hızlandırıcıda üretilen elektron ışınlarının karakteristikleri 100 cm standart SSD ve 105 cm, 110 cm, 115 cm uzatılmış SSD'lerde sunuldu. Ölçümler, kalibrasyon için rutinde kullanılan 50x50x50 cm³ su fantomundaki bir iyon odası kullanılarak yapıldı.

Bu ölçümlere göre, tüm elektron ışın enerjileri için maksimum doz derinliği ile fantom yüzeyi arasındaki bölgede, SSD arttıkça derin doz azalmaktadır. Maksimum doz derinliğinin altındaki bölgede uzatılmış SSD'nin etkileri dikkate alınmayacak kadar küçüktür. Sonuç olarak tüm elektron enerjileri için SSD arttıkça yüzey dozu azalmaktadır. Aynı zamanda simetri, düzgünlük ve penumbra değerleri, uluslararası protokollerdeki tolerans sınırları içerisinde bulundu.

Anahtar Kelimeler: : Elektron Işını, Kaynak-Cilt Mesafesi (SSD), Su Fantomu, Yüzde Derin Doz (%DD)

INVESTIGATION OF DOSE DISTRIBUTION CONNECT TO SOURCE-SURFACE DISTANCE IN DIFFERENT ELECTRON ENERGIES**Şamil ARDUÇ****Erciyes University, Graduate School of Health Sciences****Department of Radiation oncology****M.Sc. Thesis, July 2011****Supervisor: Yrd. Doç. Dr. Okan ORHAN****ABSTRACT**

For over 50 years, electron beams have been an important modality for providing an accurate dose of radiation beams. Electron beam therapy is widely used in treatment of cancers. The rapid dose fall-off and short range of an electron beam enable the treatment of lesions close to the surface, while sparing the underlying tissues and structures. A uniform dose to the target volume is required with a knowledge of delivered dose, central axis depth dose and beam flatness at safe electron treatment an extended source to distance (SSD).

The purpose of this study is to investigate percentage depth dose (%DD), dose profiles, dose flatness, dose symmetry, most probably energy, average energy, practical range, half-value depth and maximum dose parameters of electron energies of 6 MeV, 9 MeV and 12 MeV at different SSDs. Characteristics of electron beams of the Varian DHX Linear Accelerator are presented at a nominal SSD of 100 cm and extended SSDs of 105 cm, 110 cm, 115 cm. Measurements were performed by an ionization chamber in a 50x50x50 cm³ water phantom which is routinely used for calibration.

According to the measurements in the region between the phantom surface and depth of maximum dose, the depth dose decreases as the SSD increases for all electron beam energies. The effects of extended SSD in the region beyond the depth of maximum dose are unobservable, considered minimal. As a result of this study surface dose is decreased as the SSD increased moderately for all energies. At the same time values of symmetry, flatness and penumbra are founded within tolerance limits of international protocols.

Key Words: Electron Beam, Source-Skin Distance (SSD), Water Phantom, Percent Depth Dose (%DD)

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
İÇ KAPAK	I
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI	II
YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI.....	III
KABUL ONAYSAYFASI.....	IV
TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT	VII
İÇİNDEKİLER	VIII
KISALTMALAR.....	X
TABLolar LİSTESİ	XII
ŞEKİLLER LİSTESİ	XIII
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1.LİNEER HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZLARI.....	4
2.1.1. Modülatör.....	8
2.1.2. Klaystronlar ve Magnetronlar	8
2.1.3.Elektron Tabancası.....	8
2.1.4.Dalga Kılavuzu	8
2.1.5.Enerji Seçimi.....	9
2.1.6.Tedavi Kafası	10
2.2.ELEKTRONLARIN MADDEYLE ETKİLEŞMELERİ	11
2.3.DURDURMA GÜCÜ	12
2.4.ELEKTRON ENERJİLERİNİN SPEKTRUMU	14
2.5.ELEKTRON IŞINLARININ KARAKTERİSTİK ÖZELLİKLERİ	16
2.5.1. Elektron Işınlarının Derin doz Özellikleri	16
2.5.2. YüzeY Dozu Özellikleri	19
2.5.3.Maksimum Doz Derinliği Özellikleri	20
2.5.4. İzodoz eğrileri	21
2.5.5. Doz Profili	22
2.5.6.X Işını Kontaminasyonu	23
2.5.7. Polarite Etkisi	25
2.6.UZATILMIŞ KAYNAK YÜZEY MESAFESİ (SSD)	25

2.7.DOZ HESAPLAMA YÖNTEMLERİ.....	28
2.7.1. Işın Çizgisi (Ray-Line) Metodu.....	28
2.7.2. Kalem Işın Metodu (Pencil Beam Method)	29
2.7.3. Monte Carlo Metodu.....	29
2.8.ELEKTRON DOZİMETRİSİNDE KULLANILAN ÖLÇÜM METODLARI.....	29
2.8.1. İyon Odasıyla Ölçüm Metodu.....	29
2.9.KLİNİK ÖZELLİKLERİ.....	30
2.9.1.Klinikte Uygulama Alanları.....	31
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	33
3.1.GEREÇLER.....	33
3.1.1.Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı	34
3.1.2.Su Fantomu	35
3.1.3.MEPHYSTO mc ²	36
3.1.4.İyon Odası	37
3.1.4.1.PTW Farmer Tipi 0.6 cc İyon Odası.....	38
3.1.5.Elektron Aplikatörleri	39
3.2.YÖNTEM	40
4.BULGULAR.....	44
4.1. Lineer Hızlandırıcıda Yüzde Derin Doz Eğrilerinin Elde Edilmesi	44
4.2. Lineer Hızlandırıcıda Doz Profil Eğrilerinin Elde Edilmesi.....	50
4.3. Farklı Enerjilerde Ölçülen %DD Parametreleri	63
4.4. Farklı SSD ve Enerjilerdeki Yüzey Dozları.....	63
5.TARTIŞMA VE SONUÇ	64
6.KAYNAKLAR	70
ÖZGEÇMİŞ	

KISALTMALAR

A	Amper
C	Coulomb
Dmax	Maksimum dozun oluştuğu derinlik
Dref	Referans derinlik
% DD	Yüzde derin doz
e-	Elektron
e+	Pozitron
E	Enerji
(Ep)0	En olası enerji
E0	Başlangıç ışın enerjisi
Ez	z derinliğindeki enerji
d80	Maksimum dozun % 80'e düřtüđu derinlik
Å	Angstrom
Gy	Gray
µGy	Mikro Gray
Sv	Sievert
R	Röntgen
Linak	Lineer hızlandırıcı (Linear accelerator)
MeV	Milyon elektron volt
keV	Kilo elektron volt
MW	Mega watt
MHz	Megahertz
MLC	Çok yapraklı kolimatör (multi leaf collimator)
MU	Monitör unit
OF	Doz verimi faktörü (output factor)
r	Yarı çap
R	Çap
RF	Radyo Frekans
Rp	Pratik erişme mesafesi
R100	Maksimum doz derinliği
R90	Dozun %90'ının oluştuğu derinlik
R50	Dozun %50'sinin oluştuğu derinlik
R85	Dozun %85'inin oluştuğu derinlik

S	Durdurma gücü (stopping power)
TLD	Termolüminesans Dozimetri
SSD	Kaynak cilt mesafesi (source to skin distance)
TPS	Tedavi planlama sistemi
V	Volt
ρ	Fiziksel yoğunluk (gcm-3)

TABLOLAR LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.5.2.1. Yüzey dozlarının alan büyüklüğü ve enerjiye bağlı değişimi	20
Tablo 2.5.3.1. Elektron ışınlarında, farklı enerjiler için, %100, %85 ve %50'lik dozların oluştuğu derinlikler	21
Tablo 2.5.6.1 Su için $D_{maksimum}$ 'un bir yüzdesi olarak elektron menziline bitimindeki x ışını kontaminasyon dozu	25
Tablo 3.1.2.1. Su fantomu teknik özellikleri	35
Tablo 3.1.4.1.1. İyon odasının teknik özellikleri	39
Tablo 4.3.1. Farklı enerjilerde Ölçülen %DD Değerleri	63
Tablo 4.4.1. SSD ve Enerjiye Bağlı Yüzey Dozları	63
Tablo 5.1.1. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan ve uzatılmış SSD'lerde 6 MeV ışın karakteristiği	66
Tablo 5.1.2. TPS Verileri	67
Tablo 5.1.3. BJR Supplement 25'deki $10 \times 10 \text{ cm}^2$ için Cilt Dozları	67
Tablo 5.1.4. 4×4 , $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan ve 6 MeV enerji için değişken SSD'lerde Flatness, Simetri ve penumbra değerleri	69

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1.1. Lineer hızlandırıcının şematik yapısı	6
Şekil 2.1.2. Genel bir lineer hızlandırıcının demet yolunun şematik gösterimi.....	6
Şekil 2.1.3. Lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında (a) x-ışını, (b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler	7
Şekil 2.2.1. Elektronların maddeyle etkileşim şekilleri	11
Şekil 2.3.1. Elektron enerjisine bağlı olarak farklı maddelerin toplam durdurma güçlerini gösteren grafik	13
Şekil 2.3.2. Elektronların, kinetik enerjilerine bağlı olarak, su, kurşun ve alüminyumun toplam kütlesele durdurma güçleri	14
Şekil 2.4.1. Işın, hızlandırıcının kolimatör sisteminden ve fantomdan geçerken, elektron akısının enerjiye bağlı dağılımı	15
Şekil 2.4.2. Bir elektron ışınına ait sudaki absorbe derin doz dağılımı ve önemli noktaları	16
Şekil 2.5.1.1 %DD'un Şematik Açıklaması	17
Şekil 2.5.1.2. 100cm SSD ve 10 x 10 cm ² alan boyutu için merkezi eksen derin doz eğrileri.....	18
Şekil 2.5.1.3. Foton, elektron ve protonun bir ortamda ve 1 MeV'lik 50 elektronun suda izledikleri yollar	18
Şekil 2.5.2.1. Artan elektron enerjisiyle yüzey dozunun yüzde artısının şematik gösterimi	19
Şekil 2.5.3.1. Farklı enerjiler için yüzde derin doz grafiği	20
Şekil 2.5.3.2. 20 MeV elektron ışınlarında derin dozun alan büyüklüğüyle değişimi.....	21
Şekil 2.5.4.1. Farklı elektron demet enerjileri için izodoz eğrilerinin karşılaştırılması.....	22
Şekil 2.5.5.1. Doz Profili'nin Şematik Açıklaması.....	23
Şekil 2.5.6.1. Rölatif Derin doz eğrisinin Rp ile değişim grafiği	24
Şekil 3.1.1.1. VARIAN Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	34
Şekil 31.2.1. PTW MP3-M su fantomu	36
Şekil 3.1.3.1. Mephysto yazılımı ana menüsü	37

Şekil 3.1.4.1.1. 0.6 cc Farmer tipi iyon odası	38
Şekil 3.1.5.1. Farklı boyutlarındaki Standart Elektron Aplikatörleri.....	40
Şekil 3.2.1. Su fantomunun kontrol sistemi şablonu	41
Şekil 3.2.3. Su fantomu ölçüm düzeneğinin son hali.....	42
Şekil 4.1.1. 6 MeV için SSD=100 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	44
Şekil 4.1.2. 6 MeV için SSD=105 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	45
Şekil 4.1.3. 6 MeV için SSD=110 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	45
Şekil 4.1.4. 6 MeV için SSD=115 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	46
Şekil 4.1.5. 9 MeV için SSD=100 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	46
Şekil 4.1.6. 9 MeV için SSD=105 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	47
Şekil 4.1.7. 9 MeV için SSD=110 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	47
Şekil 4.1.8. 9 MeV için SSD=115 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	48
Şekil 4.1.9. 12 MeV için SSD=100 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	48
Şekil 4.1.10. 12 MeV için SSD=105 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	49
Şekil 4.1.11. 12 MeV için SSD=110 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	49
Şekil 4.1.12. 12 MeV için SSD=115 cm, 10x10 cm ² de %DD grafiği ve doz parametreleri	50
Şekil 4.2.1. 6 MeV için SSD=100, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	51
Şekil 4.2.2. 6 MeV için SSD=100, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	51
Şekil 4.2.3. 6 MeV için SSD=105, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	52
Şekil 4.2.4. 6 MeV için SSD=105, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	52
Şekil 4.2.5. 6 MeV için SSD=110, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	53
Şekil 4.2.6. 6 MeV için SSD=110, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	53
Şekil 4.2.7. 6 MeV için SSD=115, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	54
Şekil 4.2.8. 6 MeV için SSD=115, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	54
Şekil 4.2.9. 9 MeV için SSD=100, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	55
Şekil 4.2.10. 9 MeV için SSD=100, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	55
Şekil 4.2.11. 9 MeV için SSD=105, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	56

Şekil 4.2.12. 9 MeV için SSD=105, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	56
Şekil 4.2.13. 9 MeV için SSD=110, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	57
Şekil 4.2.14. 9 MeV için SSD=110, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	57
Şekil 4.2.15. 9 MeV için SSD=115, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	58
Şekil 4.2.16. 9 MeV için SSD=115, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	58
Şekil 4.2.17. 12 MeV için SSD=100, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	59
Şekil 4.2.18. 12 MeV için SSD=100, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	59
Şekil 4.2.19. 12 MeV için SSD=105, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	60
Şekil 4.2.20. 12 MeV için SSD=105, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	60
Şekil 4.2.21. 12 MeV için SSD=110, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	61
Şekil 4.2.22. 12 MeV için SSD=110, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	61
Şekil 4.2.23. 12 MeV için SSD=115, 10x10 cm ² de X profil ve doz parametreleri	62
Şekil 4.2.24. 12 MeV için SSD=115, 10x10 cm ² de Y profil ve doz parametreleri	62

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Hızlandırılmış elektronların radyoterapide kullanılması 1950'li yıllarda başlamıştır. Tedavi amaçlı kullanılan elektronların enerjileri 4-20 MeV aralığındadır. Elektron ışınları, radyoterapide 5 cm derinliğe kadar yerleşmiş tümörlerin tedavisinde, tek başına veya foton ışınlarıyla ardışık kullanılmaktadır. Özellikle son yıllarda cilt tümörlerinin ve yüzeysel lezyonların tedavisinde kullanılan düşük enerjili x ışınlarının kullanımı azalmış, onların yerini elektron ışınları almıştır. Göz gibi kritik organlarla çevrili yüzeysel lezyonların tedavisi büyük bir dikkat gerektirir. Bu tür lokalizasyonlar için; daha küçük marjinler, diğer bir deyişle küçük tedavi alanları gerekir. Diğer taraftan, bahsedilen lezyonlar yüzeysel oldukları için bu tür tedavilerde elektronların kullanılması, tedavide daha iyi sonuçların elde edilmesini sağlar (1).

Lineer akseleratörlerde (linak) hızlandırılan elektronlar bir hedefe çarptırılıp yüksek enerjili x ışınları elde edildiği gibi, bu hızlandırılmış elektronlar hedefe çarptırılmadan elektron tedavisi olarak kullanılabilir. Elektron bir parçacık olduğundan, elektromanyetik dalga olan foton gibi ışık hızı ile ilerlemez; hızını, kazandığı enerji seviyesi tayin eder (7, 11, 15 MeV gibi). Elektron ışınları foton kadar girişken (penetran) değildir. Tedavi derinliği kullanılacak enerji seviyesini tayin eder (2).

Elektron huzmeleri, ikincil bir kolimatör olan konüsler ve ışınlanacak lezyona uygun elektron blokları ile yönlendirilerek, hastaya uygulanır. Tedavi planlama sistemleri (TPS) doz dağılımının bilgisayar ortamında oluşturulduğu ve hastanın tedavi

yönteminin belirlendiği bilgisayar programlarıdır. TPS programlarında doz hesaplamaları çeşitli hesaplama algoritmaları tarafından yapılır. Elektronlar için kullanılan **Kalem Huzme** (Pencil Beam) algoritması homojen olmayan ortamlardaki elektron dağılımını öngörmek amacı ile Hongstrom tarafından 1981 yılında geliştirilmiştir. Elektron ışını, ışın kolimasyonunun son düzleminde ileriye doğru yönelmiş kalem hüzmeleri şeklinde modellenmiştir (3).

Elektron demetleriyle tedavide yüzde derin doz (% DD), profil ve verim ölçümlerinin standart kaynak yüzey uzaklığında (SSD: Source to Skin Distance) alınması gerektiği bilinmektedir. Fakat düzensiz cilt yüzeylerinde farklı SSD'ler ile tedavi etme ihtiyacı doğmaktadır (4).

Deneysel çalışmalar derin dozda, uzatılmış SSD'ye bağlı olarak yüksek enerjilerde daha fazla değişme olduğunu göstermiştir. SSD değiştikçe elektron demetlerinin verimliliklerinin foton demetlerinin verimliliklerindeki gibi ters kare kanununa uymadığı bildirilmiştir (5).

Bu çalışmanın amacı, Erciyes Üniversitesi Mehmet Kemal Dedeman Onkoloji Hastanesi radyoterapi bölümünde kullanılmakta olan Varian DHX lineer hızlandırıcının 6, 9 ve 12 MeV elektron enerjilerinde 100, 105, 110 ve 115 cm arasında değişen SSD'ye bağlı yüzde derin dozlarını, cross-plane (hızlandırma tüpüne dik plan) ve in-plane (hızlandırma tüpüne paralel plan) yönündeki doz profillerini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

Elektron kelimesi kehribarın Yunanca'daki ismidir. Eski Yunanda, kehribarı ovuşturunca statik elektrikle yüklendiği biliniyordu. Atomun üç bileşeninden biri elektron, diğer ikisi proton ve nötrondur. Atomu maddenin en küçük birimi kabul eden kuram yoluyla, elektiriğin taneciksel bir yapı içinde bulunduğu sonucuna varılır. En küçük elektrik yükü taşıyan bu taneciğin adı elektrondur. Bütün atomların dış bölümü elektron tabakalarından oluşur ve her tabaka çekirdekten uzaklığına göre K,L,M... gibi harflerle adlandırılır. Çevredeki elektronların sayısı ve konumu, söz konusu elementin kimyasal nitelikleriyle yakından ilintilidir. Birçok durumda, elektronlar maddeden koparılıp az ya da çok büyük bir hızla, bir elektrik alanıyla, harekete geçilerek boşlukta yayılabilir (Boş bir tüple elde edilen katot ışınları, radyoaktif cisimlerin beta ışınları, ışığın metalleri etkileyerek çıkardığı elektrik, vb.) (6).

Elektron, 1897 yılında J.J Thomson tarafından keşfedilmiştir. Elektron, (e^-) sembolüyle gösterilen temel parçacıktır ve fermiyon ailesinin Lepton grubunda yer alır. Elektronun kütlesi $9.1093826(16) \times 10^{-31}$ kg, elektrik yükü $-1.60217653(14) \times 10^{-19}$ C ve ortalama ömrü sonsuzdur. Anti parçacığı pozitrondur (5,6).

Radyoterapide, hızlandırılmış elektronlar 1950'li yıllardan beri kullanılmakla birlikte 1970'li yıllarda foton ve değişken enerjili elektron üreten modern lineer akseleratörlerin (linak) gelişmesine paralel olarak klinikte daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Elektron ışınlarının radyoterapide kullanılmasının rasyoneli; derin doz dağılımında

göreceli olarak dokularda kısa erişim mesafesine yüksek yüzey dozu verilmesine olanak sağlamasıyla, derin dokuların korunabiliyor olmasıdır (5,6).

2.1. LİNEER HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZLARI

Eksternal radyoterapinin (teleterapi) ilk uygulandığı dönemlerde, konvansiyonel x-ışını tüpleri ve yüksek voltaj jeneratörlerinden elde edilen x-ışını demetlerinin enerjileri en fazla 300 keV'di. Bu düşük (150 kV'a kadar) ve orta-voltaj (300 kV'a kadar) radyoterapi cihazları cilt kanseri ve palyasyon (hastalığın belirtilerini iyileştirmeksizin hafifleten tedavi) tedavisinde azalan oranda kullanılmaktadır. Fakat bu cihazlarla elde edilen x ışınlarının enerjileri düşük olması, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokuların yüksek doz almasına ve dolayısıyla da ciltte komplikasyonların oluşmasıyla sonuçlanmaktadır. Ciltteki komplikasyonların önüne geçebilmek için tümöre verilmesi gereken dozun sınırlandırılması, düşük enerjili x-ışınlarının kemik ve yumuşak dokudaki soğurulma farklılıkları yapılan tedavilerde sorun oluşturuyordu. Bu nedenle derin yerleşimli tümörlerin etkin tedavisinde yeterli penetrasyona sahip, kemik ve yağ dokusunda birbirine yakın absorblaması sağlayacak, cilt ve sağlam dokulardaki olumsuz etkiyi azaltacak x-ışını cihazları üzerinde çalışmalar yapıldı (5,7,8).

İlk medikal lineer hızlandırıcı ise 1952 yılında Londra'daki Hammersmith hastanesinde kurulmuş ve bu cihazla ilk tedavi 1953 yılında 8 MV'luk ışınlarla yapılmıştır. Medikal lineer hızlandırıcılar yüksek giricilik özelliğine sahip yüksek enerjili x ışınlarının elde edilebilirliğinden dolayı günümüzde derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde en popüler sistemlerdir. Gerçekte yüksek giriciliğe sahip demetlerin araştırılması, Cobalt-60 cihazlarının geliştirilmesine öncülük etti. Bu cihazlar diğer teleterapi kaynaklarına göre (Sezyum-137 gibi) daha popüler hale geldiler. Lineer hızlandırıcı demetlerine göre daha düşük foton enerjilerine rağmen kobalt-60 cihazları, doz maksimumuna 0,5 cm derinlikte ulaşmalarıyla hala makul cilt koruyucu özellikler sağlamaktadırlar. Lineer hızlandırıcılar sahip oldukları üstünlüklerden dolayı son yıllarda kobalt-60 cihazlarının yerini almışlardır (5,7,8).

Lineer hızlandırıcı ile yüksek enerjili x-ışını elde edilebilir veya tedavi şekline bağlı olarak elektronlar direkt olarak tedavide kullanılabilir. Bir lineer hızlandırıcı genellikle iki farklı foton enerjisi ve on farklı elektron enerjisi üretebilme yeteneğindedir. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda üretilen fotonlarda saçılan ışınlar az ve doz maksimum noktası daha derindedir. Bundan dolayı cilt daha az hasar görür (Cilt koruyucu etki: Skin sparing effect). Ayrıca lineer hızlandırıcılarda penumbra (ışın eksenine dik bir düzlem boyunca, merkezi ışıdan uzaklaştıkça özellikle de alan kenarlarına yakın bölgelerde, radyasyon kaynağına olan uzaklığın artması ve saçılan ışınların doza katkısında azalma olması nedeniyle, dozda bir azalma meydana gelmesi) daha az ve alan kenarlarında daha keskin doz düşüşleri görülür. Bunun nedeni lineer hızlandırıcıların, çapı yaklaşık 2 mm olan sanal kaynak boyutuna sahip olmasıdır. Cobalt cihazlarına göre başka bir üstünlüğü de daha yüksek doz hızlarına (dakikada 1-10 Gy) sahip olmalarıdır. Bu sayede daha kısa tedavi sürelerinde yüksek dozlar verilebilir (5,7,8).

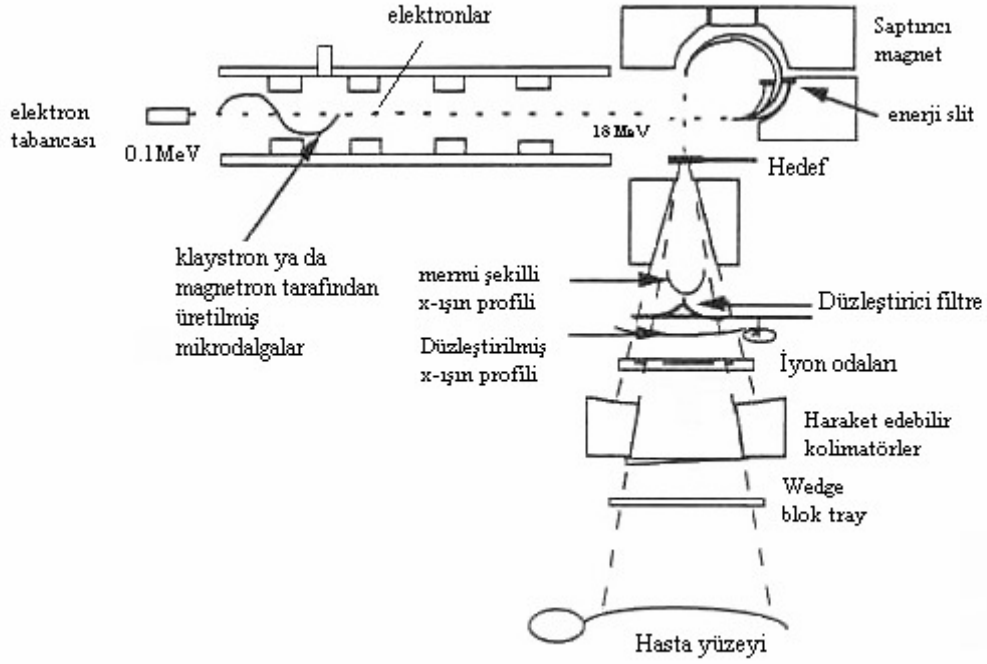
Lineer hızlandırıcı demetinin özelliklerini tam olarak kavrayabilmek için, ilk önce bu tip cihazlarla x-ışını üretim mekanizması gözden geçirilmelidir. 1940 yılından sonra geliştirilen yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler ve lineer hızlandırıcılar elektronların hızlandırılmasında kullanıldı. Daha sonra yüksek frekans kaynağı olarak 3000 MHz frekansta elektromanyetik dalga veren mikrodalga üreticisi (magnetron ve klaystron tüpleri) lineer hızlandırıcılarda kullanılmaya başlandı. Magnetron veya klaystron, mikrodalga kavitelelerinde yoğun elektromanyetik alanlar oluşturabilme yeteneğindedirler. Bu yetenekleri, uygun dalga kılavuzu yapılarıyla birleştirildiklerinde, elektronları daha büyük hızlara hızlandırmayı mümkün kılar. Bu tüplerden elde edilen mikrodalgalar hızlandırıcı tüpün içine gönderilir. Elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen ve potansiyel farkı altında enerji kazandırıldıktan sonra ince bir demet haline getirilen elektronlar, 50 keV'luk enerji ile (0.4c hızla) hızlandırıcı tüpün içine gönderilirler. Elektronlar enerji kazanmak ve hızlandırılmak için elektromanyetik dalgaların üstüne bindirilirlenir. Elektronlara yüksek hız elektromanyetik dalganın tepe noktasına bindirilerek verilir. Bu yolla elektronlar birkaç MeV enerji kazanırlar. Hızlandırma esnasında elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için tüp boyunca magnetik odaklayıcı alanlar bulunur. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık 5

MeV/metre'dir. Daha küçük boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar 90^0 veya 270^0 saptırıcı (bending) magnetler ile saptırılarak hedef üzerine veya doğrudan tüpün dışına gönderilirler. Bu şekilde elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde direkt olarak kullanılabileceği gibi, yüksek atom numarasına sahip bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x-ışınları da elde edilebilir (7). Bir medikal linak şema yapısı Şekil 2.1'de gösterilmiştir (8).



Şekil 2.1. Lineer hızlandırıcının şematik yapısı

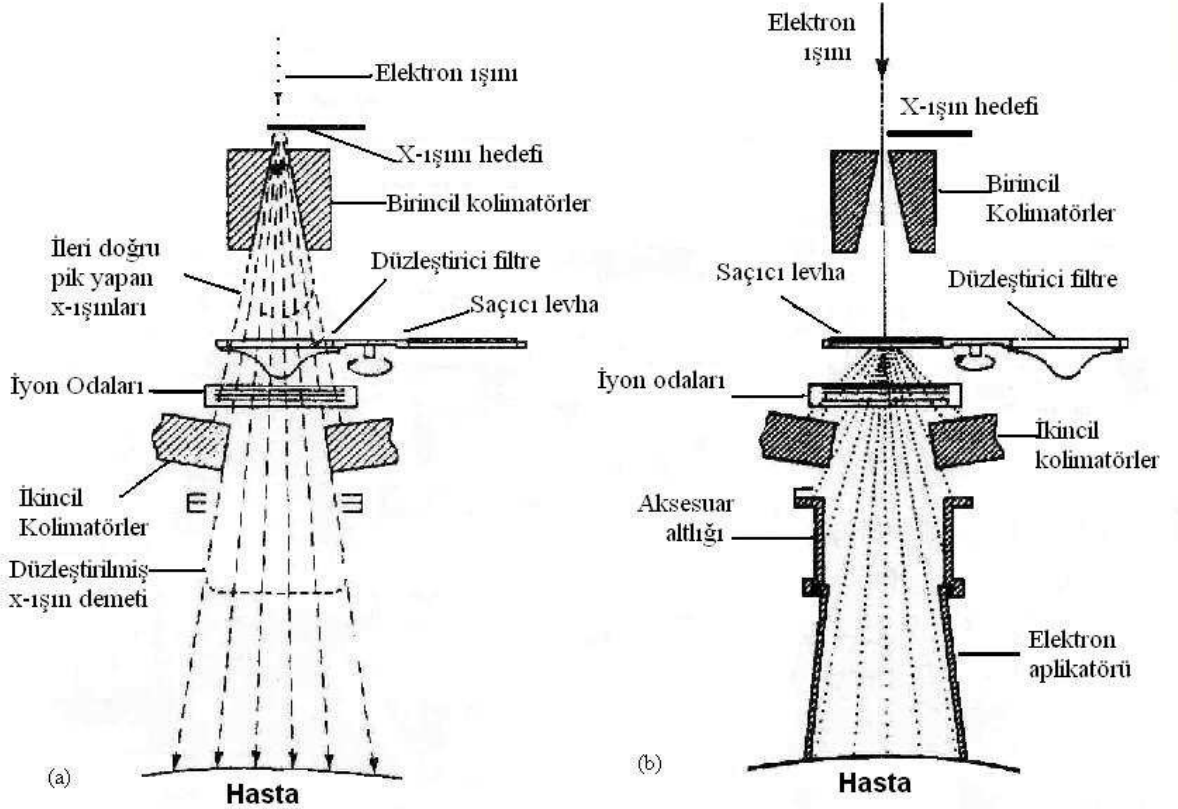
Şekil 2.2'de ise bir lineer hızlandırıcının gantri içine monte edilmiş ana parçalarını iki boyutta şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.2. Genel bir lineer hızlandırıcının dalga kılavuzu, demet görüntüleme ve kolimasyon sistemleriyle birlikte demet yolunun şematik gösterimi

Lineer hızlandırıcı, elektronları yüksek güçte mikrodalgaları kullanarak lineer bir şekilde yüksek hız ve enerjiye hızlandırır. Lineer hızlandırıcının kalbi, elektron hızlandırmasının gerçekleştiği hızlandırıcı dalga kılavuzudur. Elektronları hızlandırmak için ihtiyaç duyulan mikrodalga enerjisi, kısa süreli (5 milisaniyelik) pulslar halinde dikdörtgen şekilli iletici mikrodalga kılavuzu yardımıyla mikrodalga üreticisinden veya magnetrondan hızlandırıcı yapıya ulaştırılır.

Bir lineer hızlandırıcı x-ışını modunda çalıştırıldığında zaman, elektron demeti bir hedefe genellikle tungstene çarpar ve bremsstrahlung x-ışını üretilir. Lineer hızlandırıcı elektron modunda kullanılırken, elektronlar genellikle lineer hızlandırıcı çıkışında bir saçıcı foile çarparlar (Şekil 2.3) (9).



Şekil 2.3. Linear hızlandırıcı ışınlama kafasında (a) x-ışını, (b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler

Linear hızlandırıcının çalışmasındaki yardımcı sistemler; linear hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını düzenlemek için bir soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için bir iyon pompası sistemi, pnömatik sürücüler için bir basınç sistemi ve iletilen dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını artırmak için bir gaz sisteminden oluşmaktadır. Bir Linear Hızlandırıcının işleyiş prensiplerinin daha iyi anlaşılabilmesi için ana elemanlarının bilinmesi gerekir, bunlar şunlardır:

2.1.1. Modülatör

Modülatör, mikrodalga jeneratörünün (örneğin mikrodalga üreticisi) katoduna yüksek gerilim pulsları sağlar. Bunu yaparken puls şekillendirme ağına yaklaşık 10 kV büyüklüğünde puls ulaştırmak için üç-faz tam dalga doğrultucu ve katı hal dedektörleri kullanılır (7,8,9).

2.1.2. Klaystronlar ve Magnetronlar

Lineer hızlandırıcılar genellikle bir klaystron yükselteci veya magnetron jeneratörü kullanırlar. Bunlar hızlandırıcı dalga kılavuzu yapısına yükseltilmiş mikrodalga gücü sağlayan özel tip elektron tüpleridir. Mikrodalgalar radyo dalgalarına (450 MHz'e kadar) benzer ancak çok daha yüksek dalga frekanslarına sahiptirler (3 GHz – 30 GHz aralığında). Mikrodalga cihazlar genellikle silindirik veya dikdörtgen kesitli, çap ve boyları birkaç santimetre olan titreşici mikrodalga kaviteler kullanırlar (7). Düşük enerjilerde mikrodalga gücü genellikle magnetron kullanılarak, yüksek enerjili hızlandırıcılarda ise klaystron kullanılarak elde edilir (7,8,9).

2.1.3. Elektron tabancası

Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için elektron kaynağıdır. Bir anot ve bir katottan oluşur. En basit yapısında tabanca, yüksek bir sıcaklıkta elektronların kopmasını sağlayan, direkt olarak ısıtılan spiral şeklinde tungsten bir flamanndan oluşmaktadır. Katot koni şeklinde bir odaklayıcı elektrot tarafından sarılmıştır (7,8,9).

2.1.4. Dalga Kılavuzu

Hızlandırıcılarda dalga kılavuzu iki tiptir; hareketli ve duran hızlandırıcılarıdır. Hareketli dalga ve duran dalga hızlandırıcıları arasındaki fark hızlandırıcı dalga kılavuzunun tasarımından kaynaklanmaktadır. Hareketli dalga yapılı hızlandırıcılarda dalga kılavuzunun sonuna dalganın geri dönmesini engellemek için durdurma yükü konulmuştur. Duran dalga tipli hızlandırıcılarda ise iki taraftan maksimum refleksiyon sağlanarak giden ve geri dönen dalgaların kombinasyonu sonucu duran dalga oluşturulur.

Dalga kılavuzu, elektronların hızlandırılmaları için yüksek frekanslı manyetik dalga odacıkları kullanırlar. Bu şekilde eksi yüklü elektronların manyetik alandan etkilenerek hızlanması sonucu, yüklü kinetik enerji kazanmaları mümkün olur. Elektronları hızlandırmak amacıyla uygun elektriksel alan oluşturmak için tasarlanmış mikrodalga odacıklarının doğrusal dizimi ile meydana gelen dalga kılavuzu, hızlandırıcının en önemli parçasıdır. Genellikle bakırdan yapılan ve yüksek vakum altında bulunan dalga kılavuzu, içerisinde yaklaşık 3000 MHz frekansta titreşim oluşan bir seri silindirik odacıktan ibarettir (8).

2.1.5. Enerji Seçimi

Elektron modunda lineer hızlandırıcı, dalga kılavuzu içindeki mikrodalga gücünün ve elektron akımının değiştirilmesiyle farklı elektron enerjilerine ayarlanabilir. Artırılan demet akımı, radyofrekans gücünün artan bir fraksiyonunu kılavuzdan artarak ayırır. Bu durum demet yüklemesi olarak bilinir. Elektron demetleri için tabanca akım seviyesi düşükken, radyofrekans gücünden ayrılan miktar da küçüktür. Farklı elektron enerjilerini ayarlama bu yöntem etkindir. Bununla beraber x-ışını üretiminde, hedeften yeterli bremsstrahlung x-ışını üretimini sağlamak için tabanca akımı çok daha yüksektir. Bu tipik olarak 6 MV x-ışınları için 600 mA'ken 18 MeV elektronlar için 150 mA'dir. Bu seviyelerdeki tabanca akımında yükleme çizgisi oldukça diktir ve sabit dalga kılavuzu kullanan cihazlar için enerjiyi başka bir değere ayarlamak daha zordur. Sabit dalga kılavuzu içinde düşük ve yüksek enerjili x-ışını üretmede, doz hızını değiştirmeyen pratik bir yöntem bir enerji anahtarı kullanımınıdır. Anahtar hızlandırıcı yapının yarısını etkiler, dalga kılavuzunun ikinci yarısındaki çiftlenimi ayırır ve böylece kılavuzun sadece ilk yarısı kullanılır. Elektronlar daha fazla hızlandırılmadan kılavuzun sonuna ulaşırlar. Yüksek enerjili x-ışını oluşturmak için kılavuzun tüm boyu kullanılır. Bu nedenle modern lineer hızlandırıcılarda birçok elektron enerjisi elde edilebilirken genellikle iki en fazla da üç farklı x-ışını enerjisi elde edilebilmektedir. Hareketli dalga kılavuzlarında düşük enerjili x-ışınlarını üretmek için radyofrekans alanının ikinci bölümü zayıflatılır (7,8,9).

2.1.6. Tedavi Kafası

Lineer hızlandırıcıların kafası, kurşun, tungsten veya bunların alaşımından yapılmış olup, şu bölümlerden oluşur:

- X ışını üretimi için elektron demetinin çarptırıldığı hedef olarak kullanılan ağır metal, genellikle yüksek atom numarası ve erime sıcaklığına sahip olan tungstendir. Hızlandırılmış elektronların bu hedefe çarptırılması sonucu enerjilerinin bir kısmı x ışınına dönüşürken geri kalan enerji hedef tarafından emilir ve ısı enerjisine dönüşür. Bu nedenle hedefte yüksek sıcaklıklara erişilir.
- Saçıcı filtre ve birinci kolimatör: Işın demetinin çapını tayin etmek amacıyla, demet ilk önce x ışını hedefinin hemen altındaki birinci sabit kolimatörler tarafından kolime edilir. Elektron modunda, demeti dağıtarak tedavi alanı

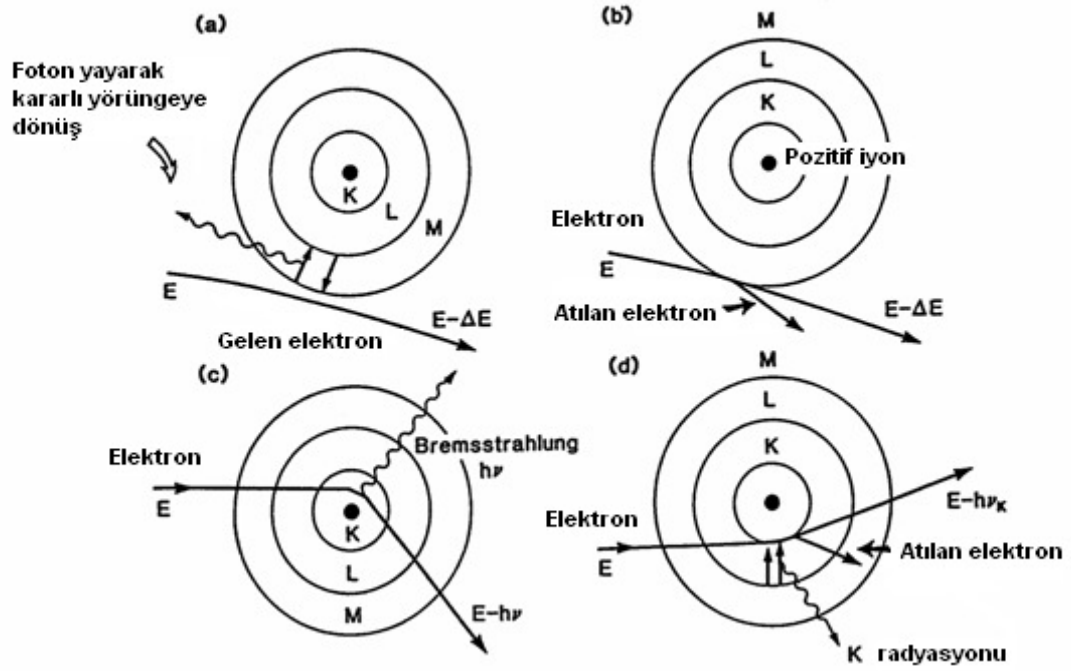
içerisinde düzgün bir elektron akısı oluşturmak amacıyla elektronlar saçıcı filtreye çarptırılırlar. Bu filtre genellikle kurşundan olup frenleme radyasyonu oluşturması için ince ve metaliktir.

- X ışınlarını homojen hale getiren koni şeklindeki düzleştirici filtre: Kurşun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların kombinasyonundan yapılmıştır. Alanda demet yoğunluğunu düzgün hale getirmek için kullanılırlar.
- Verilen dozun ölçülmesi, ışın demetinin şiddetli ve doğrusal olup olmadığının kontrolü için iki ayrı iyon odası: Kolime edilmiş demet doz hızı, toplam doz ve alan simetrisini ölçmek için kullanılır.
- Işık lokalizör sistemi: Işık kaynağı ve ayna yardımıyla tedavi alanını göstermek için kullanılır.
- Tedavi alanı için hareketli çenelerden (jaws) yapılmış ikinci kolimatör: Kurşun veya tungstenden yapılmış olup dikdörtgensel tedavi alanı belirler. Elektronlar için ise aplikatörler kullanılır.
- Daha pratik bir şekilde istenilen alanların oluşturulmasında ve sağlam dokuların korunması amacıyla son yıllarda çok yaprak kolimatörlü (multi leaf collimator) cihazlar üreilmeye başlanmıştır ((7,8,9,10).

2.2. ELEKTRONLARIN MADDEYLE ETKİLEŞMELERİ

Elektronlar bir ortamdan geçerken, ortamın atomlarıyla, çeşitli yollarla etkileşimde bulunurlar (4,5,8) (Şekil 2.4). Bu etkileşimler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Bir ortama giren elektron, atom elektronları ile elastik olmayan çarpışma yapabilir (iyonizasyon – Eksitasyon),
- Atom çekirdekleri ile elastik olmayan çarpışma yapabilir (Bremsstrahlung),
- Atom elektronlarıyla elastik çarpışma yapabilir,
- Atom çekirdekleriyle elastik çarpışma yapabilir.



Şekil 2.4. Elektronların maddeyle etkileşim şekilleri (a) eksitasyon (b) iyonizasyon (c) Bremsstrahlung (d) karakteristik x ışınları

Elastik olmayan çarpışmalarda elektron kinetik enerjisini, iyonizasyon yoluyla ya da eksitasyon ve foton enerjisine dönüşüm gibi form değiştirme yollarıyla kaybeder. Elastik çarpışmalarda ise enerji kaybı olmaz ancak elektron yön değiştirebilir ya da enerji, çarpışan parçacıklar arasında, yeniden dağıtılabilir (4,5,8). Bir ortamda ilerleyen elektron çarpışma kayıpları (Eksitasyon-iyonizasyon) ve radyasyon (Bremsstrahlung) kayıpları yoluyla enerjilerini kaybederler. Elektron huzmelerinde tipik enerji kaybı, su ve su eşdeğeri dokular için, D_{max} 'tan sonra 2 MV/cm dir. Çarpışma kayıplarında, enerji kayıplarının oranı, elektronun enerjisine ve ortamın elektron yoğunluğuna bağlıdır. gr/cm^2 'deki enerji kaybı kütle durdurma gücü (mass stopping power) olarak adlandırılır. Bu değer düşük atom numaralı maddeler için büyük, yüksek atom numaralı maddeler için küçüktür. Bunun iki nedeni vardır:

1. Yüksek atom numaralı maddeler, düşük atom numaralı maddelerden, birim gramma, daha az elektron sayısına sahiptir.
2. Yüksek atom numaralı maddelerin elektronları, bu tip etkileşimlere uygun olmayacak şekilde, daha sıkı bağlıdır.

Radyasyon kayıplarında ise cm başına enerji kayıplarının oranı, elektron enerjisi ve atom numarasının karesiyle orantılı olarak artar. Yüksek atom numaralı maddelerde

radyasyon kayıpları çarpışmasal kayıplara oranla fazladır. Bu nedenle X ışını oluşumu, yüksek enerjili elektronlar ve yüksek atom numaralı absorblayıcı maddeler için daha etkilidir (5,8).

2.3. DURDURMA GÜCÜ

Radyasyon fiziğinde, radyoterapi ve biyomedikal dozimetride, elektronlar gibi yüklü parçacıkların bir ortama girdiklerinde yolları boyunca olan enerji kayıp mekanizmalarının bilinmesi gereklidir. Bu bilgi için kabul edilmiş nicelik durdurma gücü (stopping power) olarak adlandırılmıştır (4,5,8,10).

Elektronlar için uygulamada, durdurma gücü dE/dl olarak tanımlanmıştır. Burada dE , elektronun ortam içinde aldığı birim yol dl boyunca kaybettiği enerjidir (4,5,8,10).

Bir çok uygulamada kütle durdurma gücü kullanılır. Kütle durdurma gücü, maddenin fiziksel yoğunluğu olan ρ ve durdurma gücü ile ilişkilidir (Şekil 2.5) (8). Durdurma gücü S harfiyle gösterilir ve birimi $MeVcm^{-1}$ 'dir. Fiziksel yoğunluk ρ 'nun birimi gcm^{-3} 'tür. Durdurma gücü S , kütle durdurma gücü S/ρ 'ya dönüştürüldüğünde birimi; $MeVg^{-1}cm^2$ olur. Diğer bir kullanışlı nicelik ise yüklü parçacıklar için iki farklı ortamda enerji kaybı oranlarının karşılaştırılması, yani iki ortamın durdurma gücü oranlarıdır (8).

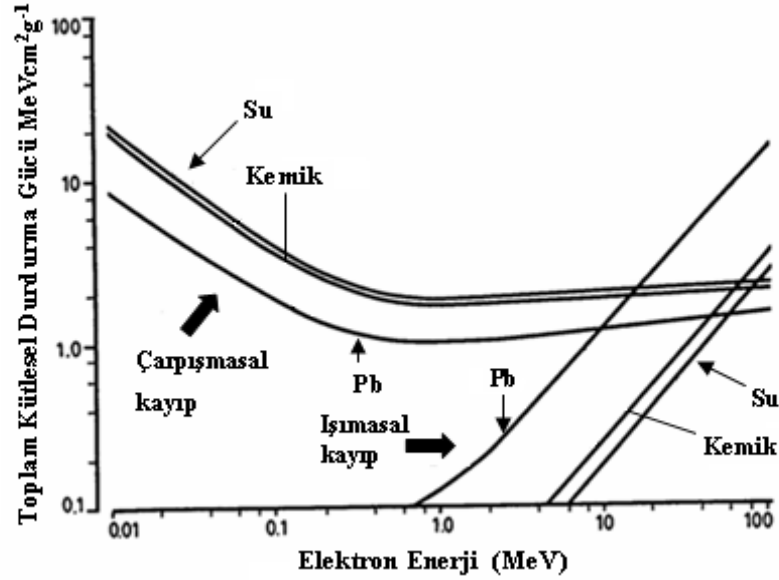
Durdurma gücü değerlendirilmesinde bütün etkileşim çeşitleri hesaba katılmalıdır. Bu etkileşimler iki ana grup olarak:

- (a) ortamın atomik elektronlarıyla, iyonizasyon ve eksitasyona neden olan, inelastik çarpışma durdurma gücü değeridir.
- (b) çekirdeğin elektrik alanıyla elektronun etkileşmesi sonucu bremsstrahlung oluşmasına neden olan radyasyon durdurma gücü değeridir (Şekil 2.6) (10). Böylece toplam kütle durdurma gücü aşağıdaki gibi (4,5,8) belirtilir;

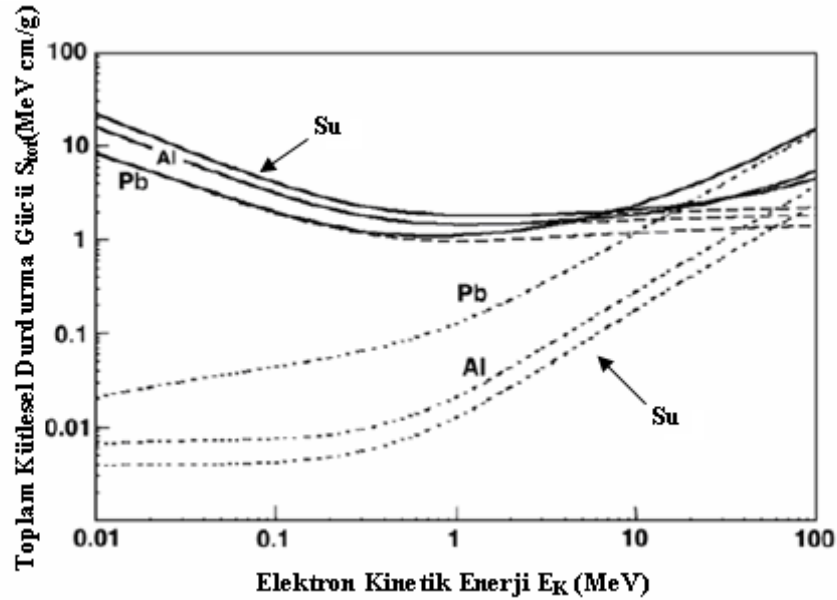
$$(1/\rho)S_{tot} = (1/\rho)S_{rad} + (1/\rho)S_{coll}.$$

Toplam durdurma gücünü iki parçaya ayırırsak, bunların aralarında dikkat edilmesi gereken fark hesaplama metodu ve ortamdaki enerji absorblanma çeşitidir. Enerji kaybı atomun iyonizasyonu ve eksitasyonu ile absorblandığında elektronun ortam içinde

aldığı yol kısadır, ancak enerji bremsstrahlung formuyla taşınırsa ortam içinde absorblanmadan önce uzun bir yol katedebilir. Bu, elektronun izlediği yola yakın belirli bölgelerdeki enerji ile bütün yol boyunca kaybedilen enerji arasındaki farkın ayırt edilmesi gerektiğinde, önemli bir gerçektir (4,8,10).



Şekil 2.5. Elektron enerjisine bağlı olarak farklı maddelerin toplam durdurma güçlerini gösteren grafik



Şekil 2.6. Elektronların, kinetik enerjilerine bağlı olarak, su, kurşun ve alüminyumun toplam kütleli durdurma güçleri (düz eğri). Kütleli çarpışma (çizgili eğri) ve kütleli radyasyon durdurma güçleri (noktalı eğri). Toplam durdurma gücü, radyasyon ve çarpışmasal durdurma güçlerinin toplamıdır

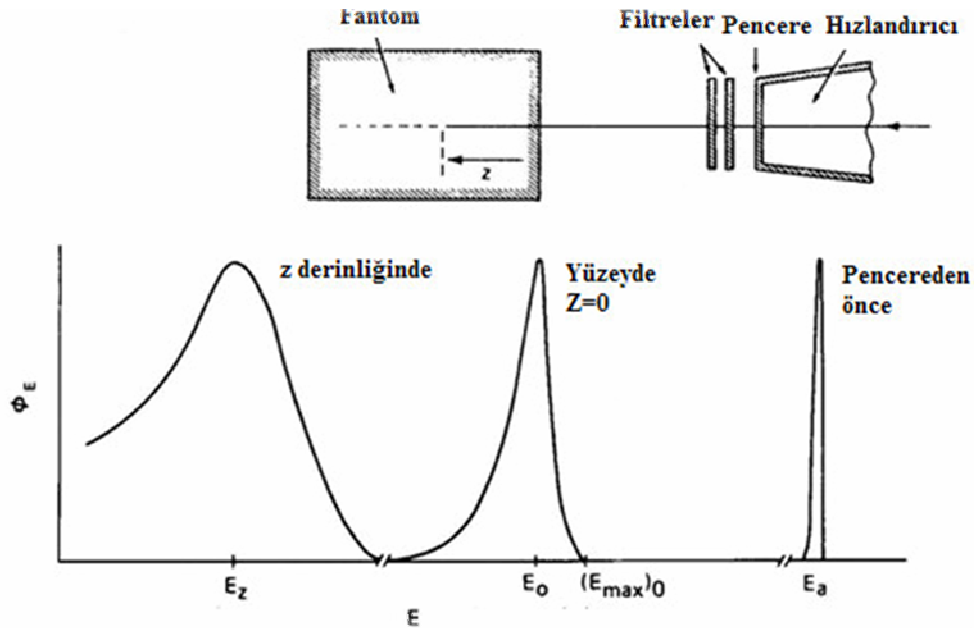
2.4. ELEKTRON ENERJİLERİNİN SPEKTRUMU

Elektron ışını, hızlandırıcıdan çıkarken neredeyse monoenerjistik düşünülebilir; ancak elektron ışınları hızlandırıcının çıkış penceresinden geçerken elektronlar, saçıcı yaprakla, monitör odacığıyla, kolimatörle ve havayla etkileşirler.

Bu etkileşim:

- Elektronun enerji spektrumunu genişletir;
- Bremsstrahlung oluşumu, elektron ışınının yüzde derin doz dağılımındaki brems kuyruğuna neden olur.

Elektron ışınlarının hastayla ilk temasında ışınlar E_0 ortalama enerjisine sahiptir ve bu enerji hızlandırıcının içindeki enerjiden düşüktür. Şekil 2.7’de elektron ışın demetlerinin hızlandırıcının çıkış penceresinden önce, fantom yüzeyinde ve seçilen z derinliğindeki enerji spektrumları verilmiştir (5,11).



Şekil 2.7. Işın, hızlandırıcının kolimatör sisteminden ve fantomdan geçerken, elektron akısının enerjiye bağlı dağılımı

E_a , elektron ışınının hızlandırıcının penceresinden çıkmadan önceki enerjisi, E_0 , fantom yüzeyine gelen ortalama enerjidir ve R_{50} 'ye bağlıdır. Ölçümler, kaynak iyon odası mesafesi sabit, 100 cm'de yapılırsa E_0 bağıntısı aşağıdaki (4,12) gibi belirlenir.

$$E_0 = C_4 \cdot R_{50}$$

Burada, $C_4 = 2,33 \text{ MeVcm}^{-1}$.

Ayrıca protokol 381'de E_0 bağıntı (4) aşağıdaki gibi belirlenir.

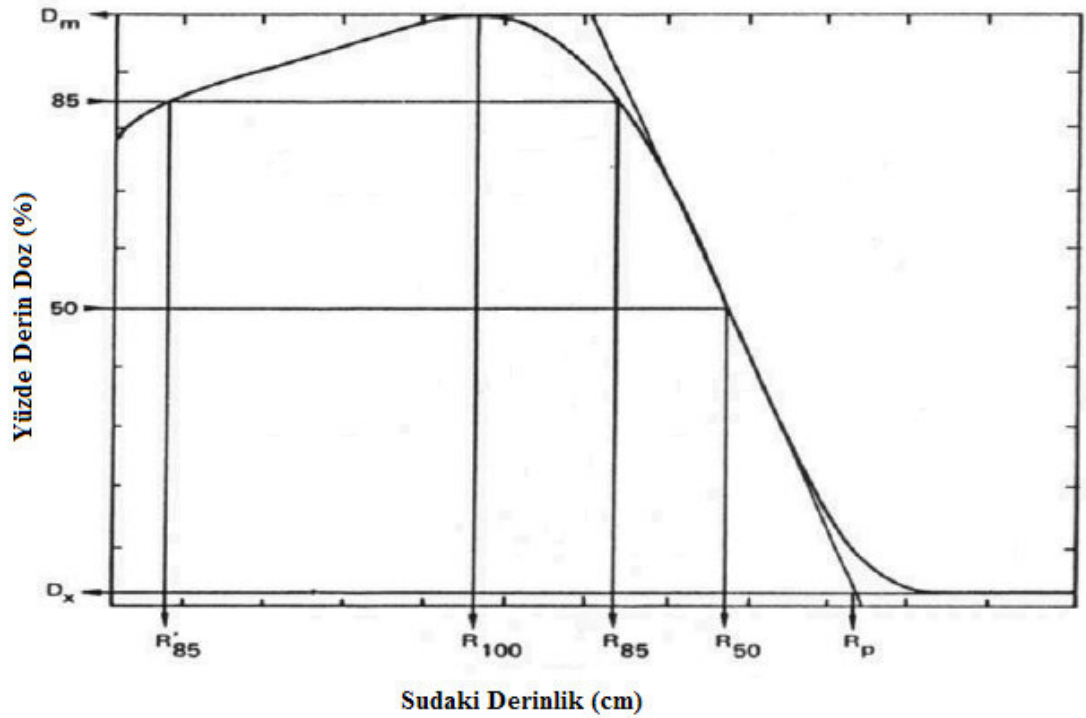
$$E_0[\text{MeV}] = 0,818 + 1,935(R_{50}^J) + 0,040 (R_{50}^J)^2$$

$$E_0[\text{MeV}] = 0,656 + 2,059 (R_{50}^D) + 0,022 (R_{50}^D)^2$$

Burada, R_{50}^J yüzde iyonizasyon eğrisinden bulunan R_{50} derinliği, R_{50}^D yüzde derin doz eğrisinden bulunan R_{50} derinliğidir

E_z , seçilen z derinliğindeki enerjidir ve E_0 ile R_p 'ye bağlıdır, bağıntı (4,12) aşağıdaki gibi belirlenir.

$$E_z \approx E_0(1 - z/R_p)$$



Şekil 2.8. Bir elektron ışımına ait sudaki absorbe derin doz dağılımı ve önemli noktalar

E_0 yüzeye gelen ortalama enerji ile yayılım parametreleri arasında deneysel bir ilişki vardır. Yayılım parametreleri, Şekil 2.8'de (12) verilen, derin absorbe doz dağılımından belirlenir. Özellikle pratik erişim mesafesi R_p ve R_{50} enerji-yayılım ölçümlerinde en önemli parametrelerdir. R_p ; eğrinin inen kısmına paralel çizilen doğruyla, brems kuyruğuna paralel çizilen doğrunun kesiştiği nokta olarak belirlenir. R_{50} ise; absorbe edilen maksimum dozun %50'sinin oluştuğu derinlik olarak belirlenir. D_m ; maksimum

absorbe edilen doz, D_x ; Bremsstrahlung'a bağı absorbe edilen doz, R_{100} ; maksimum absorbe edilen dozun oluştuğu derinlik, R_{85} ; tedavi edilebilir mesafe olarak tanımlanır (12).

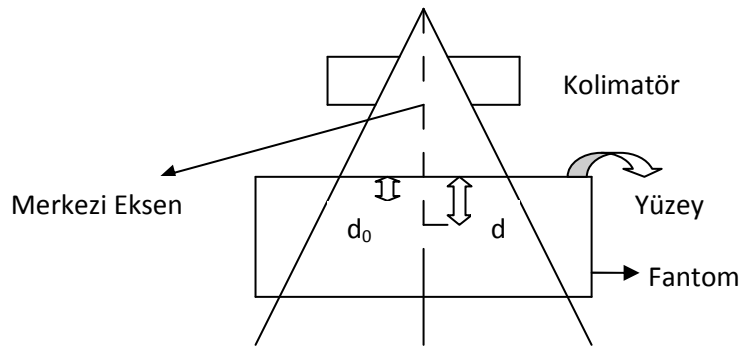
2.5. ELEKTRON IŞINLARININ KARAKTERİSTİK ÖZELLİKLERİ

Elektron ışınlarını foton ışınlarından ayıran bazı özellikleri vardır ve bunlar şunlardır;

2.5.1. Elektron Işınlarının Derin doz Özellikleri

Radyasyon demeti, hastadan veya fantomdan geçerken hastadaki doz derinlikle değişir. Bu değişim ışın enerjisine, derinliğe, alan boyutuna, kaynaktan uzaklığa ve ışın kolimasyonuna bağlıdır. Doz hesaplama sistemindeki temel adım, merkezi eksen boyunca derin doz değişimlerini saptamaktır. Her değişik tedavi makinesinde doz dağılımı farklılık gösterir, bu yüzden ölçümlerin standart tablolara göre yapılması hatalara yol açar. Derin doz ve izodoz dağılımları iyon odaları, diyotlar veya filmler ile belirlenir (5).

Merkezi derin doz dağılımlarını karakterize etmenin bir yolu, bir noktadaki dozu, belli bir referans noktasındaki doza normalize etmektir (5).



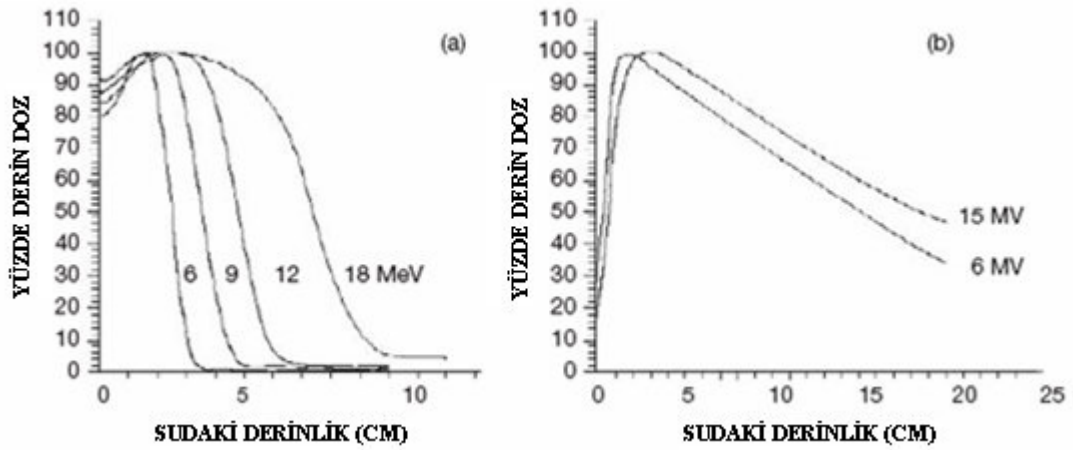
Şekil 2.9. %DD'un Şematik Açıklaması

Yüzde derin dozun (%DD), herhangi bir d derinliğindeki soğurulan dozun, demetin merkezi eksenini boyunca d_0 referans derinliğindeki soğurulan doza oranıdır. %DD genellikle P ile gösterilir.

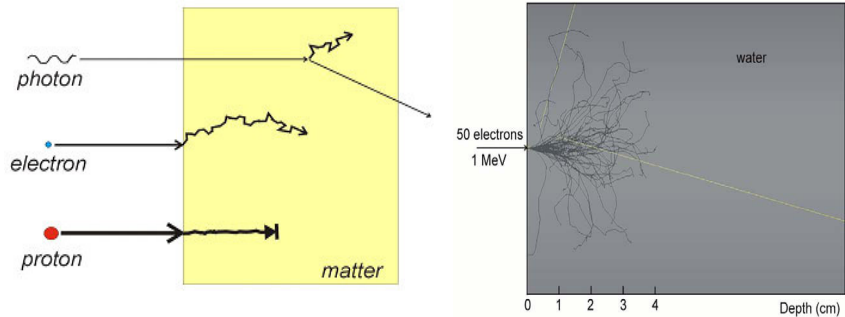
$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100$$

%DD şematik izahı Şekil 2.9'de görülmektedir.

Elektron ışınları için, merkezi eksen, derin doz eğrilerinin genel şekli foton ışınlarınınkinden farklıdır (Şekil 2.10) (4). Çünkü elektronlar fotonlara oranla daha fazla saçılırlar (Şekil 2.11) (10). Tipik olarak elektron ışınlarının merkezi eksenindeki derin doz eğrileri yüksek bir yüzey dozu çizmektedir (megavoltaj foton ışınlarıyla karşılaştırıldığında) ve bu doz, doz maksimum noktasına kadar d_{max} artar. D_{max} noktasından sonra ise doz aniden düşer ve düşük seviyelerde brems kuyruğu olarak bilinen bir düzlük oluşturur. Doz maksimum noktası foton ışınlarında olduğu gibi sadece enerjiye bağlı değildir, ayrıca makine dizaynının bir fonksiyonudur. Işının doku içindeki girciliği ise açıkça enerjiye bağlıdır. Daha yüksek enerjilerde gircilik daha fazladır (4,5,8,13).



Şekil 2.10. 100cm SSD ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutu için merkezi eksen derin doz eğrileri (a) 6, 9, 12 ve 18 MeV elektron enerjileri için ve (b) 6 ve 15 MV foton enerjileri için



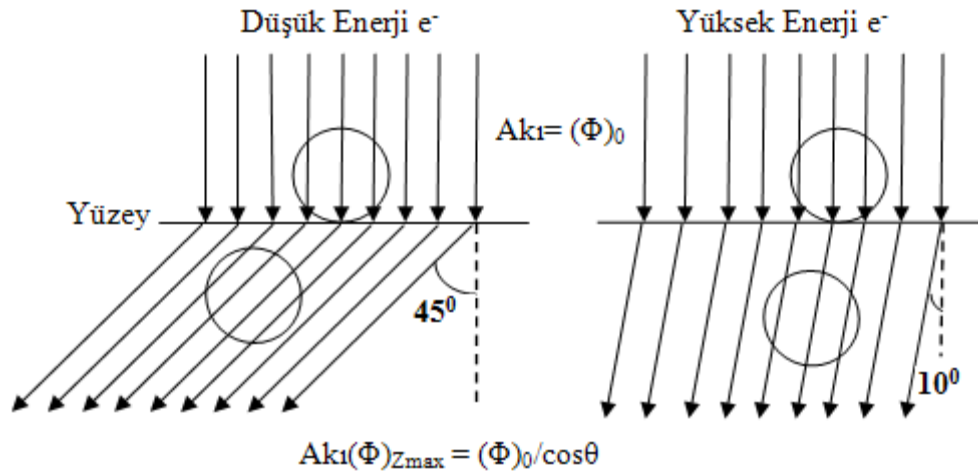
Şekil 2.11. Foton, elektron ve protonun bir ortamda ve 1 MeV'lik 50 elektronun suda izledikleri yollar

Bremsstrahlung bileşeni, gelen elektron ışınlarının makinenin kafa yapısı içindeki parçalarla, havayla ve hastayla olan etkileşimi sonucu, radyasyon kayıp yoluyla, meydana gelen foton kontaminasyonudur. Elektron ışınlarının enerjisi arttıkça

bremstrahlung kontaminasyonu da artar (10). Doku içinde, tedavi mesafesinde, örneğin 4 MeV elektron ışını için bu, total dozun %1'inden az, ve 18 MeV elektron ışını için bu, total dozun %6'sından azdır. Bremsstrahlung kontaminasyonunun, 4-18 MV X ışını düzeylerinde belirgin penetrasyon (gircilik) kabiliyeti vardır. Bu, klinikte, göz lens kenarında yüksek atom numaralı bloklarla tedavide ve mukozis fungoidis tedavisinde, çok saha total cilt ışınlanmasında önemlidir (5,13).

2.5.2. Yüzey Dozu Özellikleri

Elektron ışınlarının enerjisi arttıkça yüzey dozları artar (5,8,13). Bu etki elektron saçılmalarının doğasıyla açıklanabilir. Düşük enerjilerde elektronlar daha kolay ve daha büyük açılarda saçılırlar. Bu da, build up bölgesindeki dozun daha hızlı ve daha kısa mesafede oluşmasına neden olur. Yüzey dozunun maksimum doza oranı, düşük enerjili elektronlarda, yüksek enerjili elektronlara göre daha düşüktür. Aşağıdaki şekil bu etkiyi basitçe göstermektedir. Aynı elektron akısına (e^-/cm^2) sahip ışınlardan düşük enerjili olanı, yüksek enerjili olana göre, doz maksimum derinliğinde daha büyük akı oluşturur (Şekil 2.12) (5). Akıdaki artış $1/\cos\theta$ ile ifade edilir. Burada θ saçılma açısıdır (5,8,14).



Şekil 2.12. Artan elektron enerjisiyle yüzey dozunun yüzde artışının şematik gösterimi

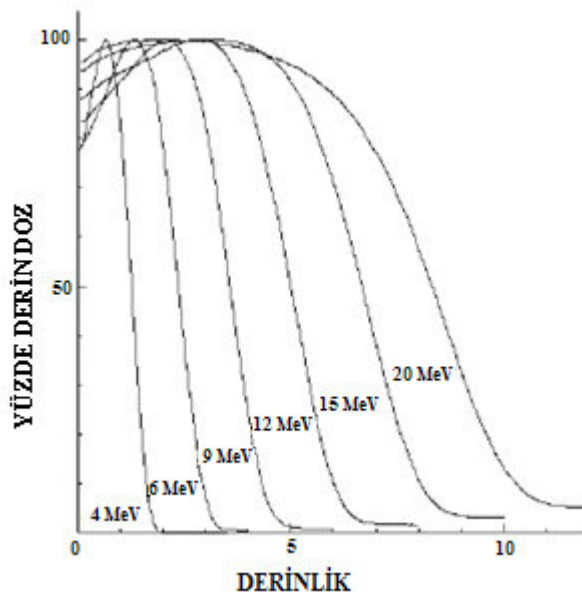
Elektron ışınlarında, enerji ve alan büyüklüğü arttıkça büyük açılı saçılmalar azalır, dolayısıyla yüzey dozları artar (4,5,8,15). Tablo 2.1'de bazı enerjilerin alana bağlı yaklaşık yüzey dozları verilmiştir.

Tablo 2.1. Yüzey dozlarının alan büyüklüğü ve enerjiye bağlı değişimi.

Alan Büyüklüğü	6 MeV	7,5 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
6x6 cm ²	76,2	79,7	80,8	85,7	89,2
10x10 cm ²	77,1	80,2	81,7	86,2	90
20x20 cm ²	79,6	83,1	85,3	89,4	92

2.5.3. Maksimum Doz Derinliği Özellikleri

Elektron ışınlarının enerjisi arttıkça maksimum doz derinliği artar (4,5,8,11,16) (Şekil 2.13). Cilt altında maksimum dozun elde edildiği derinlik, yaklaşık 12'den 16 MeV'e kadar, E ile orantılı (1-3 cm arasında) artar, daha sonra yüksek enerjilerde (16 MeV'den 20 MeV'e gittikçe 3 cm'den 1 cm'e düşer) azalır. Homojen maksimum doz bölgesi, düşük enerjilerde dar, yüksek enerjilerde geniştir (14).

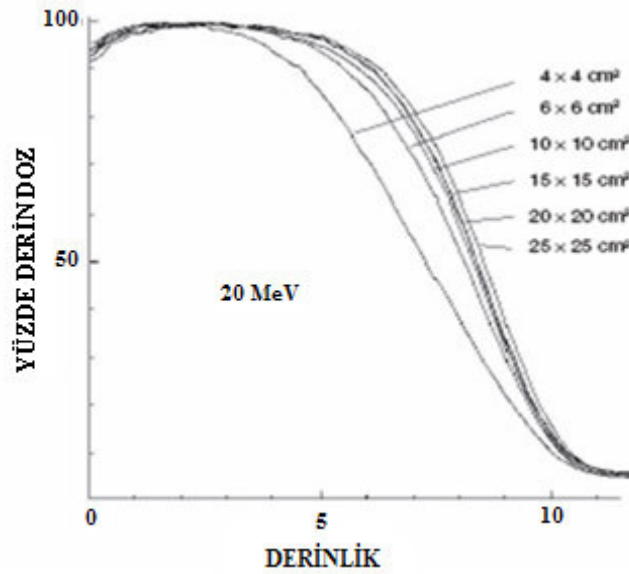
**Şekil 2.13.** Farklı enerjiler için yüzde derin doz grafiği

Elektron ışınlarının enerjisi arttıkça derine inme kabiliyeti artar (4,5,8,11,16). Aşağıdaki tabloda 10x10 cm'lik alanda bazı yüzde derin doz değerlerinin olduğu yaklaşık derinlikler, enerjiye bağlı olarak verilmiştir (8) (Tablo 2.2).

Tablo 2.2. Elektron ışınlarında, farklı enerjiler için, %100, %85 ve %50'lik dozların oluştuğu derinlikler

Alan Büyüküğü (10x10 cm)	6 MeV	7,5 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
% 100	1,4	1,8	2,1	2,7	2,9
% 85	2,0	2,5	3,0	3,8	4,7
% 50	2,5	3,1	3,7	4,7	5,8

Alan büyüklüğü arttıkça maksimum doz derinliği artar (4,5,8,11,16). Şekil 2.14'de 20 MeV enerjide çeşitli alan büyüklükleri için yüzde derin doz eğrileri gösterilmiştir.

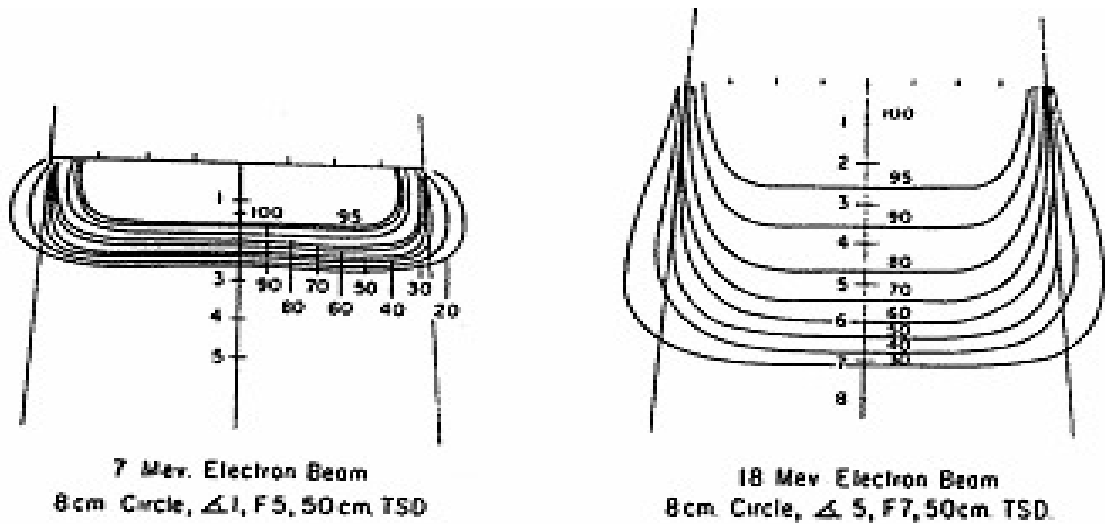
**Şekil 2.14.** 20 MeV elektron ışınlarında derin dozun alan büyüklüğüyle değişimi

2.5.4. İzodoz eğrileri

Alan kenarları yakınındaki eğrilik ve düzlükten saçılan elektronlar, merkezi eksen derin doz dağılımının (izodoz eğrilerinin) şeklini belirlemede, önemli bir rol oynar. Farklı cihazlar için izodoz eğrilerinin şekilleri arasında önemli farklılıklar mevcuttur. Bu farklılıklar, hızlandırıcılarda kullanılan farklı kolimasyon sistemlerinden kaynaklanmaktadır. Kolimasyon sistemi ve hastanın yukarısındaki hava sütunu, enerjideki gibi yayılan demetin açısal dağılımına neden olur. Böylece aynı enerjili E_0 'lı

demetler, farklı kolimasyon sistemlerinden geçerken farklı doz dağılımına neden olurlar.

Demet, bir ortama nüfuz ederken, yüzeydeki saçılmadan dolayı hızlı bir şekilde aşağıya doğru genişler. Bununla birlikte, her derin doz eğrisi; enerji, alan boyutu ve kolimasyona bağlı olarak değişir. Şekil 2.15’de (9), iki farklı enerji demeti için izodoz modelleri görülmektedir. Düşük enerjili demetlerde tüm izodoz eğrileri bazı genişlemeler gösterirken, yüksek enerjili demetlerde sadece düşük izodoz seviyeleri dışarıya doğru bombeleşir. Yüksek enerjili demetlerin yüksek izodoz seviyeleri, artan alan boyutu ile daha kötüye giden lateral daralma görünümüne yol açar (9).



Şekil 2.15. Farklı elektron demet enerjileri için izodoz eğrilerinin karşılaştırılması

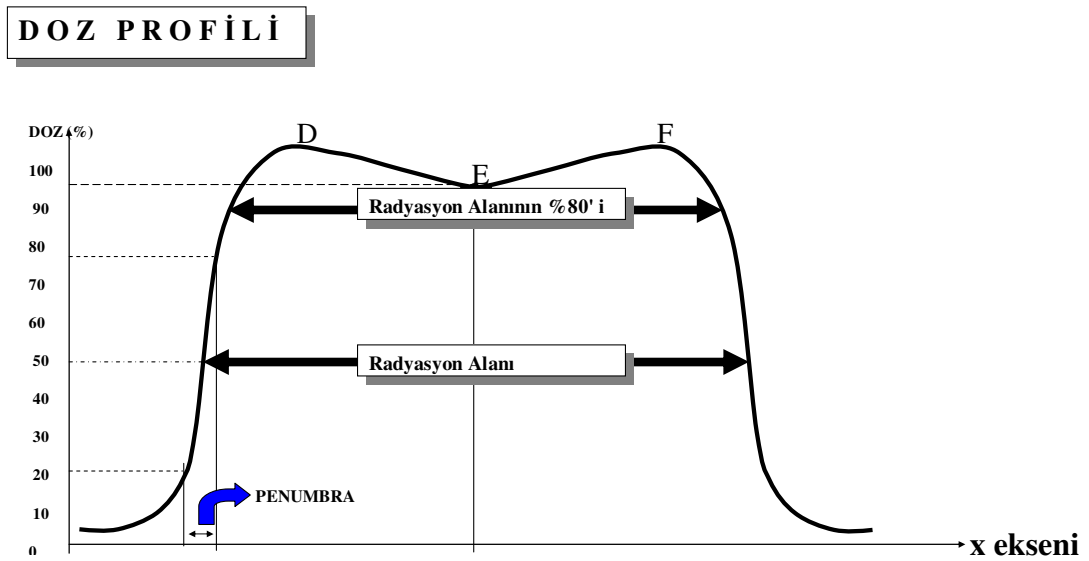
2.5.5. Doz Profili

Doz profili yardımıyla düzgünlük, simetri ve penumbra ile ışın karakteristikleri hakkında bilgi alırız. Suda alınan doz profilleri kanser tedavisi için açılan ışık alanındaki herhangi bir noktadaki dozu (aktarılan enerjiyi) tespit etmek amacıyla kullanılır. Herhangi bir derinlik için merkezi ekseninde alınan doz, en yüksek doza sahiptir. Alanın en kenarında doz çok hızlı düşmektedir (Şekil 2.16). Bu düşüş tedaviyi fazla etkilemediğinden ve kabul edilebilir limitler içinde olduğundan tedavide kullanılır. Bu bölge yarı gölge veya penumbra olarak sabit SSD’de yüzeyde merkezi eksenin maksimum dozunun %50’sini geçtiği yerde alan boyutu olarak tanımlanır. Radyasyon alanının içinde ve dışında bulunan geometrik penumbra bölgesinin genişliği; kaynak boyutuna, kaynak uzaklığına ve kaynak- kolimatör mesafesine bağlıdır.

Penumbra: %80 - %20 dozların yatay ekseni kesen dikmeleri arasındaki, özellikle de alan kenarlarına yakın bölgelerde, radyasyon kaynağına olan uzaklığın artması ve saçılan ışınların doza katkısında azalma olması nedeniyle, dozda bir azalma meydana gelen mesafedir.

Düzgünlük: Alanın %80 aralığındaki doz şiddetinin maksimum değişimidir (F/E yada D/E).

Simetri: Alanın kenardan kenara eşitliğinin ölçüsüdür.



Şekil 2.16. Doz Profili'nin Şematik Açıklaması

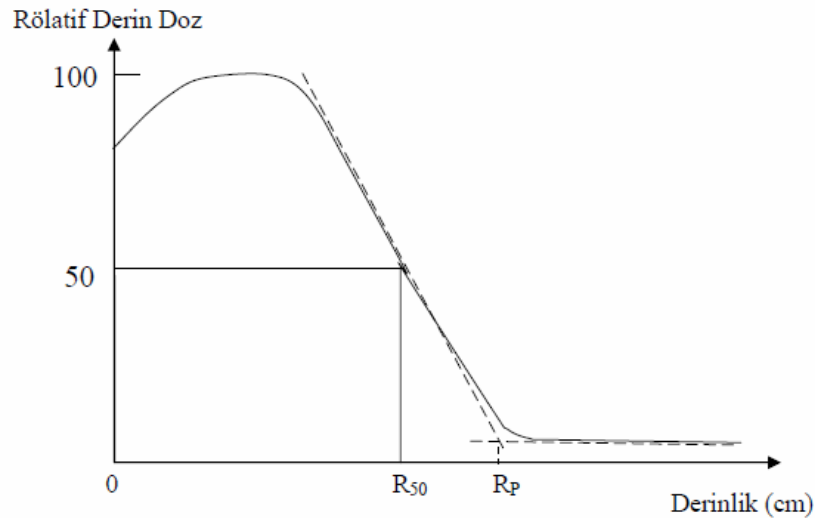
Elektron ışınında penumbra, foton ışınına göre daha büyük olma eğilimindedir. Elektron ışınlarında, doz maksimumunun yakınındaki derinlikler için, geometrik alan kenarının 1 cm içindeki doz miktarı, merkezi eksen değerinin % 90'ına düşer; öyle ki 10x10 cm²'lik ışının 'etkin alan' boyutu 8x8 cm² olarak görülür. Fotonlar için bu mesafe yaklaşık 0,5 cm kadardır. Bu yüzden, klinik olarak yararlı doza ulaşmak ve hedef volümü uygun bir şekilde sarabilmek için daha büyük elektron alanlarına ihtiyaç vardır. Elektronların bu özelliği, tüm derinliklerde alan birleşme yerleri boyunca düzgün bir doz dağılımı sağlanamadığından foton ve elektronların bitişik yerleşimini problemlile hale getirir (17).

2.5.6. X Işını kontaminasyonu (katkısı)

Elektron menziline bitimindeki x ışını kontaminasyon dozu, kuyruğun düz olduğu noktadaki (Şekil 2.17) doz değerinden uzaktaki okumalar ile derin doz eğrisinin kuyruğundan belirlenebilmektedir (9). Bir hastadaki bu doza, elektronların kolimasyon

sistemi (saçıcı foiller, iyon odaları, kolimatör çeneleri, vs.) ve vücut dokularıyla bremmstrahlung etkileşimlerinden katkı gelmiştir.

Tablo 2.3’de (9), çeşitli enerjilerdeki elektron demetleri için x-ışını kontaminasyon dozları veriliyor. Bir Monte Carlo programı kullanılarak hesaplanmış olan bu değerler, Berger ve Seltzer tarafından sudaki derin doz dağılımı ile elde edilmiştir. Bir medikal hızlandırıcının x-ışını kontaminasyon dozu, kolimasyon sistemine çok bağlıdır ve Tablo 2.3’de verilen değerlerden iki kat daha büyüktür. Genellikle, x-ışını kontaminasyonu, taramalı demet tipindeki hızlandırıcılarda en azdır, çünkü saçıcı foil kullanılmamıştır. Bir modern lineer hızlandırıcıda, bir hasta için x-ışını kontaminasyon dozu, 6 – 12 MeV enerji bölgelerinde yaklaşık % 0,5 – 1 12 – 15 MeV enerji bölgelerinde yaklaşık % 1 - 2 15 – 20 MeV enerji bölgelerinde yaklaşık % 2 – 5 olarak elde edilmiştir.



Şekil 2.17. Rölatif Derin doz eğrisinin Rp ile değişim grafiği

Düzenli tedavi alan boyutları için, x-ışını kontaminasyonunun katkısından gelen doz ile pek ilgilenilmez. Ancak, bazen tüm beden elektron ışınlanması ile tedavi edilen Mycosis Fungoides’de olduğu gibi, x-ışını kontaminasyonunun küçük bir miktarı bile, kritik olabilmektedir (9).

Tablo 2.3. Su için $D_{maksimum}$ 'un bir yüzdesi olarak elektron menziline bitimindeki x ışını kontaminasyon dozu

Enerji (MeV)	Dx (%)
5	0.1
10	0.5
15	0.9
20	1.4
30	2.8
40	4.2
50	6.0

2.5.7. Polarite Etkisi

Elektron dozimetrisinde polarite etkisi, sıklıkla yüksek enerjili elektronların iyon odası ölçümleri sırasında toplayıcı elektrot altında veya bunu çevreleyen yalıtım maddesinde, primer elektronların bazılarının yakalanması neticesinde, yük birikimi artmakta veya azalmaktadır. Eğer bu etki toplayıcıdan yayınlanan geri tepme elektronları tarafından dengelenmezse bu yük gerçek iyonizasyonu arttıracak veya azaltacaktır. Bu problem iyon odasının geometrisini geliştirerek çözülebilir. Polarite etkisini en aza indirmek için iyon odasının hassas hacminin kalınlığı ile karşılaştırıldığında, elektron ışını yönünde toplayıcı elektrot ince yapılmış olmalıdır. Polarite etkisi her enerjide, özellikle düşük enerjilerde, çeşitli derinliklerde tayin edilmelidir. + ve – voltajlarda okumalar %0,5'den az farklılık göstermelidir (5).

$$\text{Polarite etkisi} = \frac{|Q+|-|Q-|}{|Q+ - Q-|} 0,005$$

Ölçümlerde polarite etkisi en az olan iyon odası kullanılmalıdır (5).

2.6. KAYNAK YÜZEY MESAFESİ (SSD)

Elektron ışınlarıyla tedavi ideal olarak derin doz profilleri ve output faktörleri bilinen nominal kaynak yüzey mesafesinde (SSD) uygulanır. Ancak bazı durumlarda lateral posterior boyun bölgelerinin tedavisinde, düzensiz cilt yüzeyi veya omuz gibi anatomik kısıtlamalardan dolayı nominal SSD ile tedavi mümkün olmadığından uzatılmış SSD ile tedavi gereksinimi doğar. Ek olarak uzatılmış SSD tedavisi kasten daha geniş alanlar elde etmek için de kullanılır. Posterior boyun bölgesi normalde spinal kordun aşırı doz

almasını engellemek amacıyla bitişik foton ve yüksek enerjili elektron alanlarıyla tedavi edilir. Foton ışınlarıyla beraber uzatılmış SSD li elektron ışınlarının kullanımı alanların birleşme bölgesinde yükselen doz inhomojenitesine sebep olur (18).

Uzatılmış SSD de elektron ışınlarıyla tedavi, nominal SSD'deki tedavi ile karşılaştırıldığında uygulanan kesin dozda belirsizliklere neden olabilir. Bu belirsizlikler; değişken SSD ye bağlı olarak ışın profillerindeki değişimler ve nominal SSD'ye (100 cm) bağlı olarak ışın outputundaki düşüşleride kapsar. Uzatılmış SSD kullanılan elektron ışınlarıyla tedaviye başvurulmadan önce bu belirsizliklerin her tedavi ünitesinde değerlendirilmesi kaçınılmazdır. Deneysel çalışmalara göre uzatılmış SSD lerde yüzey dozundaki ufak düşüşler haricinde elektron derin doz profillerinde kaydadeğer bir değişme olmamıştır (19,20).

X ışınından farklı olarak elektron ışını, hızlandırıcı kafasındaki fiziksel bir kaynaktan çıkmaz. Kalem şeklinde elektron ışını; hızlandırıcının vakum penceresini, eğici manyetik alanı, saçıcı foiller, monitör iyon odasını geçtikten sonra havada saçılarak tek noktadan çıkıp diverjansın etkisiyle geniş bir ışın haline gelir. Bu nokta **sanal kaynak** olarak isimlendirilir (21).

Sanal kaynak pozisyonunu belirlemek için birkaç farklı metod önerilmiştir. Pohlit'in metodu (21) bakır tellerden oluşan bir gridin kolimatörden farklı uzaklıklarda elektron radyograflarının çekilmesi ve sanal kaynak noktası olan noktaya geri yansıtmasına dayanır. Bu multipinhole teknik, metal bir plakada çift konik delik kullanır (22). Pinhole görüntüleri film üzerinde elde edilir. Pinhole görüntülerin geri yansıtılması sanal kaynak noktasının pozisyonunu verir.

Meyer ve arkadaşları (23) mesafeyle film üzerinde değişen alan boyutu metodunu tanımlamıştır. Sanal kaynak noktası, değişik mesafelerden ölçülen ışın profillerinin % 50 genişliklerinin geri yansıtılmasıyla bulunur.

Sanal SSD'nin kullanımı, bütün klinik koşullar altında uzatılmış SSD'lerde outputlar için ters kare kanununun kesin düzeltilmesini elde etmemizi sağlamaz. Yapılan ölçümlere göre sanal SSD, sadece geniş alanlarda ters kare kanununa uygun faktörleri vermiştir

(24). Küçük alan boyutları için ters kare kanunu düzeltmesi ile sanal SSD ile outputtaki değişimler azımsanacak dereceye gelirler. Düşük elektron enerjileri ve küçük alan boyutlarında fantom ve havadaki kenar saçılması dengesizliğindeki kayıp nedeniyle outputtaki ek düşüş, ters kare kanunundaki bu sapmaların sebebidir. Böylece sanal SSD, ters kare kanunu faktörüne ek olarak, alan boyutu ve enerjinin bir fonksiyonu olarak, mesafeyle değişen doz dağılımlarını tahmin etmek için düzeltme faktörleri geliştirmede kullanılır (23).

Sanal kaynak mesafesi Meyer ve arkadaşlarının ifadesiyle şu şekilde verilebilir;

$$\frac{X_{100}}{X_F} = \frac{(F_{vir} + d)}{(F_{vir} + d + g)}$$

Veya

$$\frac{X_F}{X_{100}} = 1 + \left[\frac{1}{(F_{vir} + d)} \right] g$$

Burada X_{100} ve X_F sırasıyla nominal SSD ve uzatılmış SSD'nin ölçülen % 50 (yarı maksimum tam genişlikleri) genişlikleridir. 'g' nominal SSD ile uzatılmış SSD arasındaki hava boşluğu farkını ifade eder .

Böylece g 'nin bir fonksiyonu olan (X_{100} / X_F) eğrisinin çizilmesiyle elde edilen doğrudan **sanal kaynak mesafesi** F_{vir} her bir alan boyutu ve enerji için $eğim = 1/(F_{vir} + d)$ ifadesiyle elde edilir.

Elektron kolimatörü ile hasta arasındaki hava boşluğuna göre doz outputunun düzeltilmesini sağlamada **etkin (efektif) SSD** yöntemi de kullanılır. Bu yöntem mesafe ile outputtaki değişim için doğru bir ters kare kanunu bağlantısı verir. Khan ve arkadaşları (25) mümkün olduğunca klinik uygulamaya yakın bir metod önermişlerdir. Bu metodda fantom elektron konusuna temas ederken yani arada hiç hava boşluğu yokken ve sonra çeşitli aralıklarda hava boşluğu bırakarak konüs ucundan yaklaşık 20 cm uzaklıkta olacak şekilde fantom üzerinde maksimum doz derinliğinde (d_{max}) doz ölçümleri alınır. f =efektif SSD; I_o = sıfır hava boşluğundaki doz; I_g = standart SSD mesafesi ile fantom arasında g kadar boşluk olduğunda ölçülen doz. Elektronlar ters kare kanununa uyuyorsa;

$$\frac{I_D}{I_E} = \left(\frac{f+d_{max}+E}{f+d_{max}} \right)^2$$

Veya

$$\sqrt{\frac{I_D}{I_E}} = \frac{E}{f+d_{max}} + 1$$

şeklinde ifade edilir.

$\sqrt{\frac{I_D}{I_E}}$ değerinin çizilmesiyle boşluk g'nin bir fonksiyonu olarak eğimi $\frac{1}{f+d_{max}}$

olan düz bir doğru elde edilir. Böylece

$$f = \frac{1}{\text{eğim}} - d_{max} \text{ olur.}$$

Bununla birlikte efektif SSD d_{max} derinliğinde ölçümlerin alınmasıyla elde edilebilir, fakat değeri ölçümün derinliğiyle anlamlı şekilde değişmez (25).

2.7. DOZ HESAPLAMA YÖNTEMLERİ

Elektron doz hesaplamaları foton ışınlarında olduğu kadar eksiksiz ve tam doğru değildir. Buna bağlı olarak, verilen doz dağılımının doğruluğunun kritik olduğu bölgelerde elektron kullanımı engellenebilir. Doz hesaplama yöntemlerinin geliştirilmesiyle, elde edilen doz dağılımındaki doğruluk da artacaktır (26).

2.7.1. Işın Çizgisi (Ray-Line) Metodu

Kullanılan ilk doz hesaplama yöntemidir. Elektronların, gerçek olmayan (virtual) kaynaktan üretilen ışın çizgileri boyunca hareket ettikleri kabul edilir. Işın çizgileri boyunca oluşan yüzde derin dozdaki kayma, doku inhomojenite etkisini açıklar. Bu yöntemde, hesaplanan doz dağılımı inhomojenite bölgesinin yakınında oluşan lateral elektron saçılmasını yansıtmaz. Bu etkiler önemli doz pertürbasyonlarına neden olabileceğinden, bu yöntemin yerini 'kalem ışın metodu (pencil beam method)' almıştır (17).

2.7.2. Kalem Işın Metodu (Pencil Beam Method)

Bu hesaplama metodu geniş elektron demetlerini ince 'kalem ışınlarına' ayırır. Işınlanan dokunun herhangi bir noktasındaki doz, her bir kalem ışınının toplam dozları kadardır. Farklı kalemler inhomojenite etkisini hesaba katabileceğinden elektronların lateral saçılması da hesaba katılır (17).

2.7.3. Monte Carlo Metodu

Elektron doz hesaplamalarında dokuya nüfus eden her bir elektronun bilgisayar simülasyonu klinikte geçerli bir araç olarak geliştirilmektedir. Bu hesaplama tekniği her bir elektron yörüngesini rastgele sayılar kullanarak teorik enine kesit elektron saçılmalarına benzetmektedir (17). Son yıllarda en doğru hesaplama yöntemi olarak kabul edilmektedir.

2.8. ELEKTRON DOZİMETRİSİNDE KULLANILAN ÖLÇÜM METODLARI

Günümüzde elektron ölçümlerinde evrensel olarak kabul görmüş tek bir dozimetrik teknik bulunmamaktadır. Bunlar iyon odası, film ve termoluminesans dozimetri ile ölçüm metodlarıdır. Çalışmamızda kullanmış olduğumuz iyon odasıyla ölçüm metodu aşağıda belirtilmiştir.

2.8.1. İyon Odasıyla Ölçüm Metodu

Radyasyon dozimetrisi gaz (genellikle hava) içerisinde üretilen iyonizasyon ölçümüne dayalı, en gelişmiş ve en çok kullanılan ölçüm metodudur. Bu ölçüm tekniğinin başlıca aracı içi hava dolu iyon odasıdır. İyon odaları elektron dozimetrisi uygulamalarında, madde içerisinde rölatif elektron doz dağılımının saptanmasının yanında absorbe doz ölçüm değerlendirilmesinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. İyon odaları, performanslarının kararlılığı ve ölçümlerdeki hassasiyetleri bakımından diğer dozimetrelerden daha yaygın kullanım alanına sahiptirler. İyonlar, iyon odasının hassas volümü içerisine giren radyasyon tarafından üretilir. Bu üretilen iyonlar, uygulanan polarize voltajın oluşturduğu elektrik alanı içerisindeki elektrodlar tarafından toplanır. İyonizasyon akımı odanın dış devresinde sonlanır. Prensip olarak basit yapıda olan iyon odalarının elektronlar için kullanımlarında göz önünde bulundurulacak bazı durumları vardır. Başlangıçta X-ışını ölçümleri için geliştirilen iyon odalarının kullanım alanları elektron uygulamalarını da içine alacak şekilde genişletilmiştir. Günümüzde; silindirik,

küresel ve paralel-plan şeklinde farklı formlarda iyon odaları bulunmaktadır. Silindirik iyon odaları en iyi geliştirilen ve yaygın olarak kullanılan çeşitleridir. Elektron ölçümlerinde, elektronların akısını en az bozacak materyallerin kullanılması gerekir. Bu anlamda, elektron akı pertürbasyon etkisi, özellikle elektron giriş yönlerinde iyon odasının hava hacminin azaltılması ve iyon odasının gövde yapımında doku eşdeğeri materyal kullanılması ile en aza indirilmiş olur (8).

2.9. KLİNİK ÖZELLİKLERİ

Elektron ışınları, özellikle enerji 20 MeV'in altında ise, megavoltaj foton ışınlarından farklı olarak, hızlı bir düşüş (Fall-off) gösterirler. Bu klinikte önemlidir; çünkü, elektron ışınlarının ulaşabileceği mesafe aralığının ilerisinde kalan dokular, X ışını kontaminasyonundan başka doz almazlar (8,14). Fakat 30-35 MeV'e yakın enerjilerde, derin doz eğrilerinin, düşük enerjili X-ışınlarının derin dozunu andıran, uzun bir kuyruğu vardır (8).

Sıklıkla kullanılan %90'lık derin doz eğrisidir (terapötik aralık). Bu terapötik aralık, yaklaşık $E/4$ cm ile verilir. E, elektron ışınlarının hasta yüzeyindeki enerjisidir. %80 lik derin doz hattının derinliği yaklaşık $E/3$ cm ile verilir (5,14).

Elektron ışınları, primer tedavi modalitesi olabilirler ya da, foton ışınlarıyla kombine edilebilirler. Radyasyon onkologları, izodoz dağılımları, tedavi için mevcut enerjiler, tümör parametreleri ve ışınlanacak volüm bilgileri yanında, cihazlarının özelliklerini de iyi bilmelidir. Tedavi alanındaki, yüzey hava boşlukları, bolus ve doku düzensizlikleri, doz dağılımını önemli ölçüde etkiler. Sert kemikler (ör. mandibula), her bir cm kemik başına yaklaşık 4 MeV enerji kaybına neden olurlar ve böylece orantısız elektron ışınlarını azaltırlar. Bunu göz önünde bulundurmak, mandibula arkasında düşük doza yol açabilir. Yumuşak (sünger) kemiğin (ör. Sternum) daha az etkisi vardır. Elektron menzili akciğer dokusunda yaklaşık 3 kat artar (14).

Yüzey dozunu arttırmak için bolus kullanıldığında, tüm merkez-eksen derin dozu da, bolusun kalınlığına eşdeğer oranda yüzeye kayar. Tüm sahayı kaplamayan küçük boluslardan kaçınılmalıdır, çünkü bunlar büyük hava boşlukları ya da doku

düzensizlikleri gibi davranırlar ve dokuda kendi kenarlarında ciddi saçılmaya yol açabilirler (14,15).

Penumbra, aplikatörden uzaklaştıkça artar. Bu düşük enerjiler ve küçük alanlar için daha da belirgindir. Birbirine bitişik alanlarda uygun aralığın seçilmesi önemlidir. Bu boşluk, alan boyutları, uzaklığı ve ışın özelliklerine bağlı olarak değişir. Yüzeyde düzgün doz dağılımı için saha birleştirilmesi, derinde %20-50 sıcak noktaya yol açarken, derinde düzgün doz dağılımı için saha birleştirilmesi yüzeyde %20-50 soğuk noktaya yol açar. Her bir penumbra bölgesinde 1-2 cm plastik wedge kullanımı üst üste gelen bölgelerde homojen doz optimizasyonu sağlar (14). Alan birleşim yerlerini değiştirmek oluşacak riski azaltmak için etkili bir yöntemdir.

Klinik kullanımda, elektron ışınları düşük LET'li (lineer enerji transferi) radyasyonlardır. Beklenen radyobiyojik eşdeğerlikleri ve oksijen yükseltme oran özellikleri, foton ışınlarıyla $\pm\%5$ 'lik farkla aynıdır. Elektron enerjisi, arttıkça yüzeydeki birikim (buildup) dozu artar ve daha yoğun cilt reaksiyonları gözlenir. Aynı enerji ayarlarında, elektron ışınlarını düzeltmek ve kolüme etmek için mevcut çok değişken hızlandırıcı dizaynları, farklılaşan cilt yüzey birikim dozlarına yola açar. Yüksek enerjilerde, cilt reaksiyonlarının yoğunluğu, elektronların megavoltaj fotonlarla kombine kullanımını gerektirir. Elektron ışın tedavisinde görülen akut mukoza reaksiyonları, aynı doz foton ışınlarında oluşanla benzerdir, fakat avantaj olarak kesin bir şekilde aynı tarafla sınırlıdır (14).

2.9.1. Klinikte Uygulama Alanları

1. Ağız içi tümörleri (14).
2. Cilt ve dudak tümörleri: Göz kapağı, dış burun, yanaklar ve kulaklarda yerleşen çoğu lezyon derin invaziv olmayıp 6-9 MeV elektron ışını enerjisiyle tedavi edilebilir. Eğer lezyon 2 cm kalınlığa ulaşırsa 9-12MeV enerji kullanılmalıdır (14).
3. Üst solunum ve sindirim sistemi: Elektron ışınları, oral kavite, orafarenks, hipofarenks veya supraglottik larenks'in lateral yerleşimli tümörlerinin tedavisinde, ya tek başlarına kullanılır ya da sıklıkla yüksek enerjili eksternal foton ışınlarıyla veya brakiterapiyle kombine edilirler. Tümör özelliklerine ve derinliğe bağlı olarak, 6, 9 veya 12 MeV elektron enerjileri seçilir (14).
4. Tükürük bezi tümörleri: Tükürük bezi tümörlerinin tedavisinde, elektronlar, dozun %75- 80'inde tek başlarına, ve dozun %20-25'inde fotonlarla kombine olarak kullanılır. Tek başına veya fotonla kombine elektron tedavi uygulaması, tümör kitlesinin cerrahi çıkarılması sonrası en etkilidir (14).
5. Meme kanseri: Elektron tedavisinin, meme koruyucu cerrahide çıkarılmış tümör yatağına ek doz uygulamasında ve primer tümörü ve aksiler lenfatikleri alınmış hastaların, yüzeysel subklinik lezyonlarının tedavisinde önemli bir yeri vardır. Göğüs duvarına radyoterapi, yalnız elektron, elektron-foton veya değişik enerjili elektron kombinasyonlarından biriyle planlanabilir (14).
6. Mastektomi sonrası toraks cidarı düzensiz hastalarda kalınlık farklılıkları, düzensiz kontur, doku eksikliği, uzun skar ile birlikte alan birleşim problemleri gibi nedenlerden dolayı sabit elektron huzme tedavisi ile homojen bir ışınlama yapmak zordur. Bu gibi hastalarda elektron ark tedavisi alternatif bir yöntem olarak ileri sürülmektedir. Elektron ark tedavisinde X-ışını kontaminasyonunun arttığı, bu nedenle izosentrin yerleşiminde bulunan kritik organların dikkate alınmasının gerekli olduğu ve tedavi planlamasında X-ışını kontaminasyonunun göz önünde bulundurulması önerilmektedir (14).
7. Diğer bölge tümörleri: subklinik kitle veya dermal lezyon olarak görülen bazı lenfomalar, elektron ışınlarıyla tedavi edilebilir. Elektron ışınları, bir çok yumuşak doku sarkomunda ya tek tedavi olarak, veya foton ışınlarına ek olarak ya da elektron bölümü cerrahi sırasında verilip, foton ışınlarına ek doz olarak kullanılabilir. Elektronlar, vulva, distal vajen, üretra ve subüretral bölgenin primmer veya nüks karsinomlarında veya cerrahi eksizyon sonrası nüks etmiş diğer bölge tümörlerinde, uygun bolusla ek tedavi olarak kullanılabilir (14).

8. İntrooperatif radyoterapi: İntrooperatif elektron ışınlanması, foton tedavisi almış pankreas, mide, rektum, baş-boyun, genitoüriner, bazı jinekolojik kanserler ve retroperitoneal sarkomlarda yeni bir tedavi yöntemidir (14).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. GEREÇLER

Bu çalışmada kullanılan cihazlar ve özellikleri aşağıda belirtilmiştir.

- Varian DHX Lineer Hızlandırıcı
- PTW MP3 Su Fantomu
- Mephisto Su Fantomu Programı
- PTW Freiburg Farmer Tipi Referans İyon Odası
- PTW Freiburg Farmer Tipi Alan İyon Odası
- PTW Elektrometre
- 10x10 cm² Standart Elektron Aplikatör

3.1.1. Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Varian marka Clinac DHX model lineer hızlandırıcı cihazı, derin yerleşimli tümör tedavilerinde kullanılmak üzere 6 MV ve 18 MV enerji değerlerinde elektromanyetik radyasyon (foton) ve yüzeysel yerleşimli tümör tedavilerde kullanılmak üzere 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV, 18 MeV, 20 MeV enerji değerlerinde parçacıklı radyasyon (elektron) üretebilme yeteneğine sahiptir. Cihaz SAD = 100 cm yarıçaplı bir çember üzerinde dönmektedir. Cihaz statik mod ile ışınlama yapabildiği gibi 360⁰ gantry hareketi ile Ark yada rotasyon tedavisi yapabilme özelliğine sahiptir.



Şekil 3.1. VARIAN Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Işınlamada, ışın alanı modifikasyonunda kullanılan, tümör şekline göre izdüşümünü açık bırakıp, çevre organları korumak için kullanılan MLC (Multi Leaf Colimator: Çok yapraklı Kolimatör) sistemine sahiptir. Bu kolimatör sistemi, X jawlarının altında yer alan ve X eksenine yönünde koruma sağlayan karşılıklı olarak yerleşimli 80 adet 1 cm genişliğinde ve 7 cm kalınlığında yaprakçıklardan oluşmaktadır. Işının modifikasyonunda kullanılan, 15⁰, 30⁰, 45⁰, 60⁰ açılı upper wedge ve lower wedgeleri yanında, kontrollü Y jawlarının hareketiyle 10⁰, 15⁰, 20⁰, 25⁰, 30⁰, 45⁰, 60⁰ açılı wedgelerin etkisini oluşturabilen dinamik wedge özelliğine sahiptir (Şekil 3.1) (27).

3.1.2. Su Fantomu

MP3 Su Fantomu radyoterapide ışınların doz dağılımlarını otomatik olarak ölçmek için kullanılan 3-boyutlu (3D) bilgisayar kontrollü ölçüm aracıdır (28) (Şekil 3.2). MP3 Su Fantomu bazı teknik özellikleri ve çalışma koşulları tablo 3.1’de belirtilmiştir (29) .

Tablo 3.1. Su fantomu teknik özellikleri

Ortam Sıcaklığı	+10 ⁰ C ile 40 ⁰ C arası
Rölatif nem:	%10 ile %80 arası
Ortam basıncı	600 hPa ile 1200 hPa arası
MP3 Tank materyali	PMMA
Dış boyutları:	734 mm x 636 mm x 522.5 mm
İç boyutları:	694 mm x 596 mm x 502.5 mm
Maksimum su hacmi:	200 lt

En yüksek dedektör hızı 50 mm/s ve 0,1 mm hassasiyetle ölçüm alınabilmektedir. Su tankından ayrı olan su fantomunun hareket mekanizması paslanmaz çelikten yapılmıştır ve yükseklik ayarı için asansör sistemi vardır. El kumandasıyla iyon odasının 3D hareketini ayarlamak ve kontrol etmek mümkündür. Fantomun bilgisayarla bağlantısını sağlayan 2 adet birim vardır.



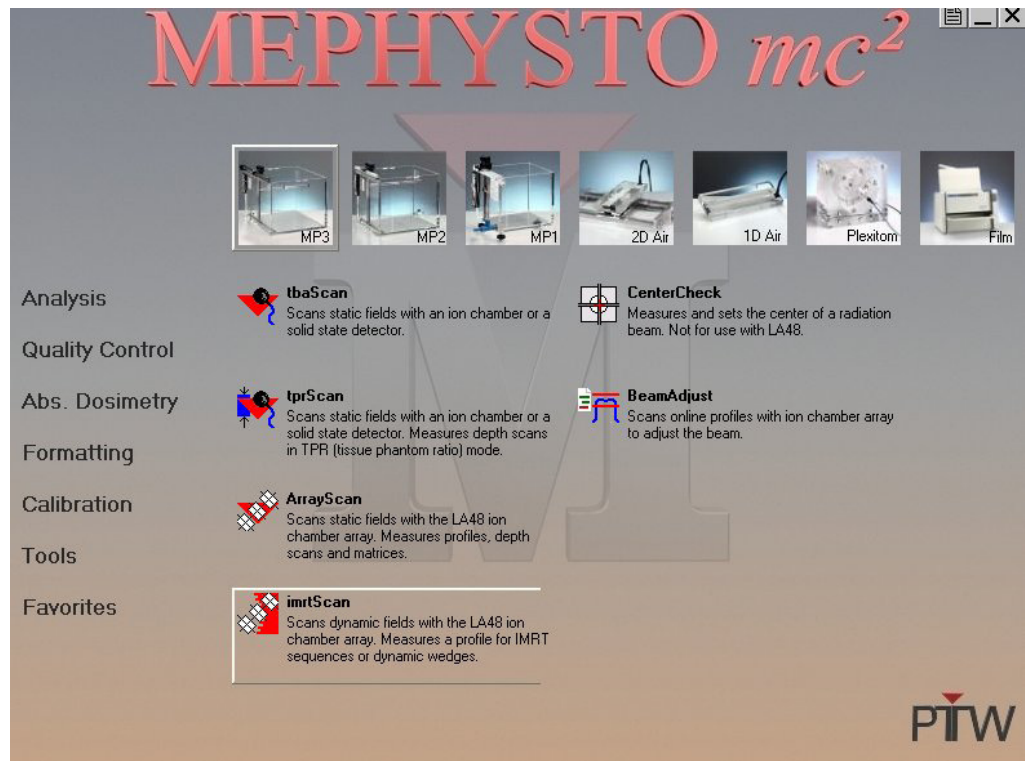
Şekil 3.2. PTW MP3-M su fantomu

Bunlar “TANDEM” ve “CONTROL UNIT” birimleridir. RS232 kablosu su fantomu ile su fantomu bilgisayarı arasındaki iletişimi sağlar.

3.1.3. Mephysto mc²

MEPHYSTO mc², medikal fizik alanında kullanılan dozimetrik hesaplamalar için geliştirilen bir yazılım aracıdır(29,28). PTW-Freiburg firmasının lisanslı yazılımı olarak, bilgisayar kontrollü su fantomu, hava tarayıcısı ve film tarayıcı sistemlerini kontrol ederek, otomatik rölatif ve mutlak doz değerlerini ve doz dağılımlarının hesaplanmasında kullanılmaktadır. Farklı alanlar ve derinliklerde PDD ve TPR ölçümlerine izin vermektedir. Bu yazılım ile uluslararası doz protokolleri olan AAPM 51, IAEA TRS 398, DIN 60 ve benzeri protokollere göre hesaplamalar yapılmasına izin vermektedir (28). Data transfer modülleri sayesinde TPS'lere formatlanmış dosyalar

aktarılabılır. Ana ekran menüsünden yapılmak istenen işlemler ve bilgisayarlı kontrol cihazları seçilebilir. Şekil 3.3'de MEPHYSTO mc² 1.3 ana ekran menüsü görülmektedir.



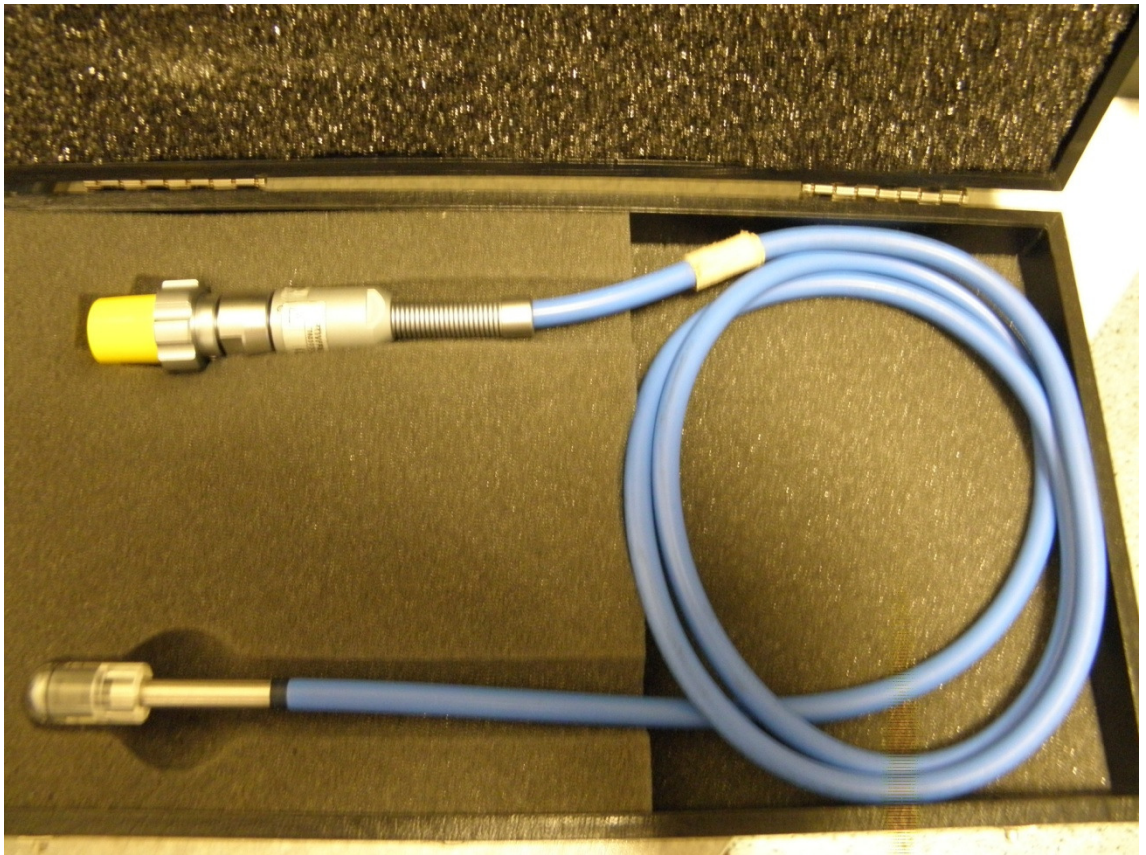
Şekil 3.3. Mephysto yazılımı ana menüsü

3.1.4. İyon Odası

İyon odaları radyasyon enerjisini elektrik sinyaline çeviren cihazlardır(29). İyon odaları kalibre edildikten sonra (cGy/C) elektrik sinyali radyasyon doz değerine dönüştürülebilir. İyon odasının karakteristik özelliklerine ve demet kalitesine bağlı olarak çok çeşitli düzeltme faktörleri kullanılabilir. Bir iyon odası temel anlamda 100 V ile 1000 V arasında çalışan iki tane elektrot arasında kapalı veya açık gaz hacmi içerir. Radyasyon bu gaz ile etkileşime girerek iyon çiftleri oluşturur. Bu artı ve eksi yükler yüksek voltaj sayesinde elektrotlara sürüklenirler, oluşan akım elektrometre tarafından okunur. İyon odasının içindeki gaz hacmi kullanım tarzına göre 0.01 cm^3 ile 10000 cm^3 arasında, topladığı akım 10^{-14} A ile 10^{-7} A arasında değişmektedir (29).

3.1.4.1. PTW Farmer Tipi 0.6 cc İyon Odası

Yüksek enerjili foton , elektron ve proton demetlerinde mutlak doz ölçümü için kullanılan klasik terapi iyon odasıdır (29)(şekil 3.4). Odası tam olarak kılıflıdır. Doz ölçümlerinde kullanılan efektif hacmi 0.6 cc dir. Orta elektrodu alüminyum, dış duvarı grafit, akrilik duvardır (29). İyon odasının teknik özellikleri aşağıda tablo 3.2’de belirtilmiştir.



Şekil 3.4. 0.6 cc Farmer tipi iyon odası

Tablo 3.2. İyon Odasının Teknik Özellikleri

Duvar Malzemesi	0,335 mm PMMA 1,19 g/cm ³ 0.09 mm grafit 1,85 g/cm ³
Total duvar alanı yoğunluğu	56,5 mg/cm ²
Duyarlı hacim boyutları	Yarıçap 3,05 mm Uzunluk 23,0 mm
Orta elektrot	Alüminyum Çap 1,1 mm
İyon toplama süresi	140 µs
Oda voltajı	±100-400 V
Radyasyon ölçüm aralığı	30 keV- 50 MV foton 10-45 MeV elektron
Polarite etkisi	< %0.5
Kayıp akım	< 4 fA

3.1.5. Elektron Aplikatörleri

Radyoterapide hedef hacmi ışınlamak için öncelikle ışınlanacak alanların belirlenmesi gerekir. Alanların oluşturulması içinde elektron aplikatöleri kullanılır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. 25x25 cm, 20x20 cm, 15x15 cm, 10x10 cm boyutlarındaki Standart Elektron Aplikatörleri

3.2. YÖNTEM

Radyasyonla tedavi edilen hastalarda doz dağılımlarını ölçmek mümkün değildir. Doz dağılım bilgileri, dokuya eşdeğer fantomlardaki ölçümlerden çıkarılır. Bu temel bilgiler, gerçek hastadaki doz dağılımlarını tahmin etmek için bulunan doz hesaplama sistemlerinde kullanılır.

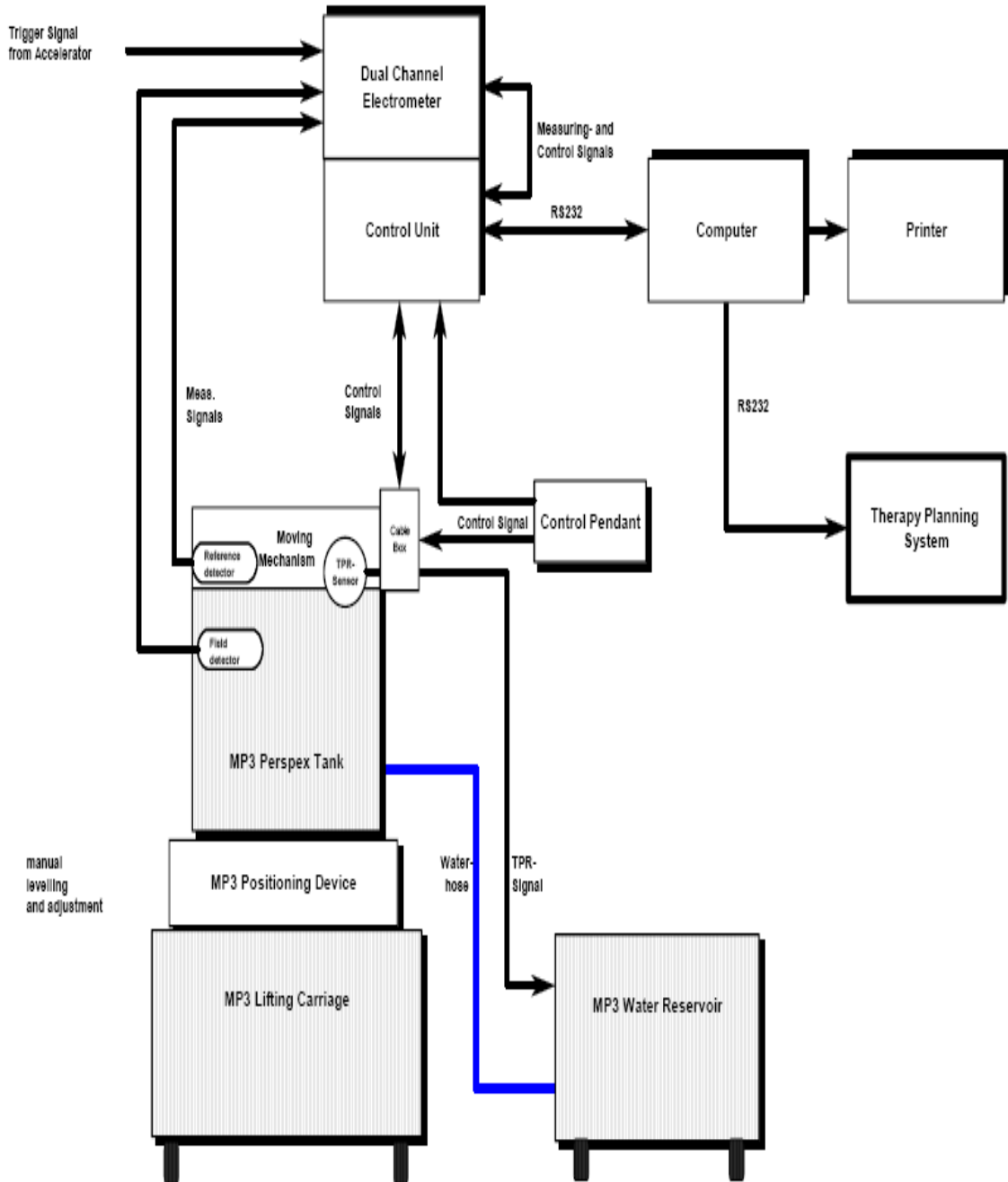
Bu çalışma, Varian DHX lineer hızlandırıcıda 6 MeV, 9 MeV ve 12 MeV enerjileri için SSD 100 cm, 105 cm, 110 cm ve 115 cm de ölçümler alındı. Ölçümler için su fantomu düzeneği ve bağlantılar kuruldu.

Sistem temel olarak;

- 1) Perspektif su tankı
- 2) Su rezervuarı
- 3) Hareketli sistem
- 4) TBA kontrol birimi
- 5) Kontrol pendanti
- 6) TANDEM dual-kanal elektrometre

- 7) MEPHYSTO mc² yazılımını
- 8) 0.6 cc referans iyon odası
- 9) 0.6 cc alan iyon odasını içermektedir.

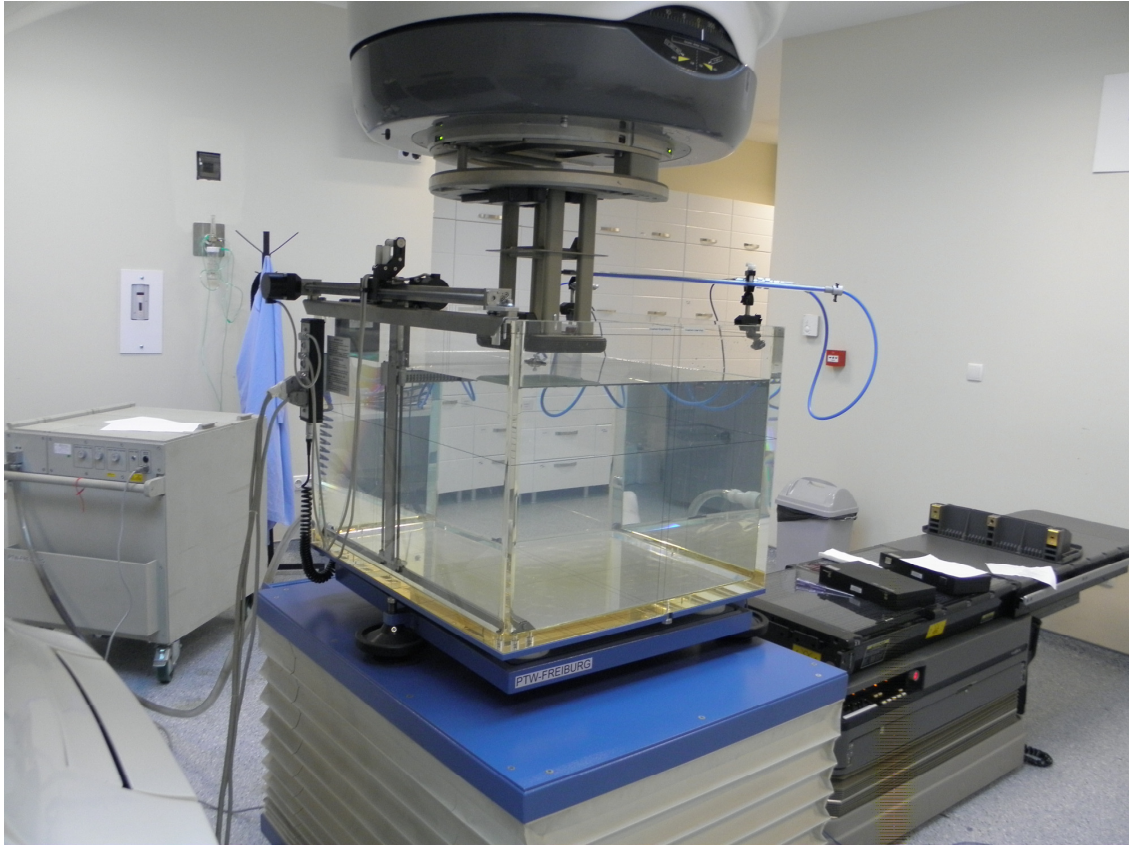
Sistem şematiği aşağıda Şekil 3.6'da gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Su fantomunun kontrol sistemi şablonu

MP3 rezervuarında bulunan su, MP3 su tankına doldurulduktan sonra pozisyon ayarlama ve uzanım sistemi vasıtasıyla perspeksin ortasında bulunan orta hat çizgisi çapraz kıl ile örtüştürülür. Kartezyen koordinat sistemini kullanan cihazda üç ayrı koordinat sistemi için üç tane step motor içermektedir. Sistemin havada ölçüm alan 1 adet 0.6 cc semiflex referans iyon odası vardır. Hareketli mekanizmaya konulan diğer iyon odası ile de ışınlanan alandaki doz veya doz dağılımları ölçüldü (28). MP3 su fantomunun iyon odası motorları step motor olduğundan dolayı ölçümleri adım adım almaktadır. MP3 su fantomunun iyon odaları M tipi bağlantı kablosu kullanmaktadır. İyon odasından gelen sinyal TANDEM elektrometreye aktarılır. TANDEM'den su fantomu bilgisayarına ve MEPHYSTO mc² yazılımına RS232 bağlantı kablosuyla veriler gönderilir.

Su fantomu sistemini tam olarak kurulduktan sonra (Şekil 3.7) 6, 9, 12 MeV enerjiler ve 100 cm,105 cm, 110 cm, 115 cm SSD'ler için ölçümler alındı.



Şekil 3.7. Su fantomu ölçüm düzeneği

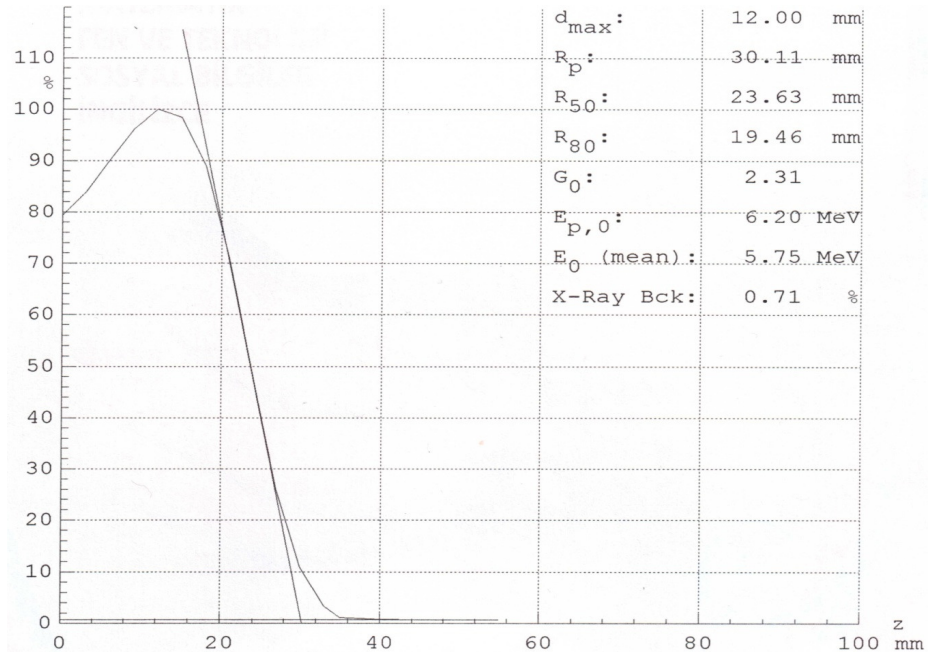
Bulunan değerler %100 normalize edilerek yüzde derin doz eğrileri ve doz parametreleri (D_{max} , R_p , R_{50} , R_{80} , $E_{p,O}$, E_O , X-Ray bck) bulundu. Sonuęlar bulgular kısmında Şekil 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7, 4.8, 4.9, 4.10, 4.11 ve 4.12’de gösterilmektedir. Aynı zamanda herbir enerji ve SSD için %100’e normalize edilerek inplane ve crossplane doğrultularında, doz profil eğrileri ve doz parametreleri (penumbra left, penumbra right, field %50, D_{max} , D_{min} , flatness ve symmetry) bulundu. Bulunan değerler bulgular kısmında Şekil 4.13, 4.14, 4.15, 4.16, 4.17, 4.18, 4.19, 4.20, 4.21, 4.22, 4.23, 4.24, 4.25, 4.26, 4.27, 4.28, 4.29, 4.30, 4.31, 4.32, 4.33, 4.34, 4.35 ve 4.2.36’da gösterilmektedir.

4. BULGULAR

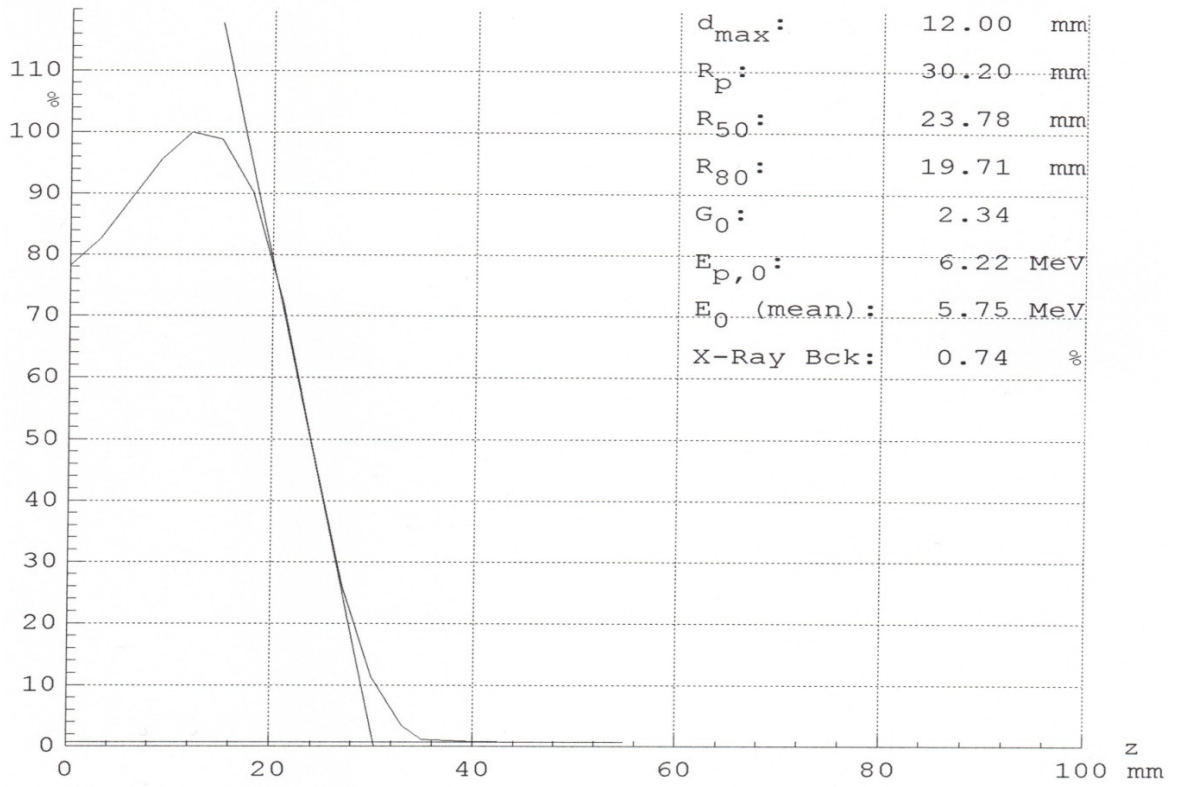
4.1. LİNEER HIZLANDIRICIDA YÜZDE DERİN DOZ EĞRİLERİNİN ELDE EDİLMESİ

Aşağıdaki grafiklerde lineer hızlandırıcı cihazının SSD ve enerjiye bağlı olarak yüzde derin doz eğrileri ve bu eğrilere ait derin doz karakteristikleri gösterildi.

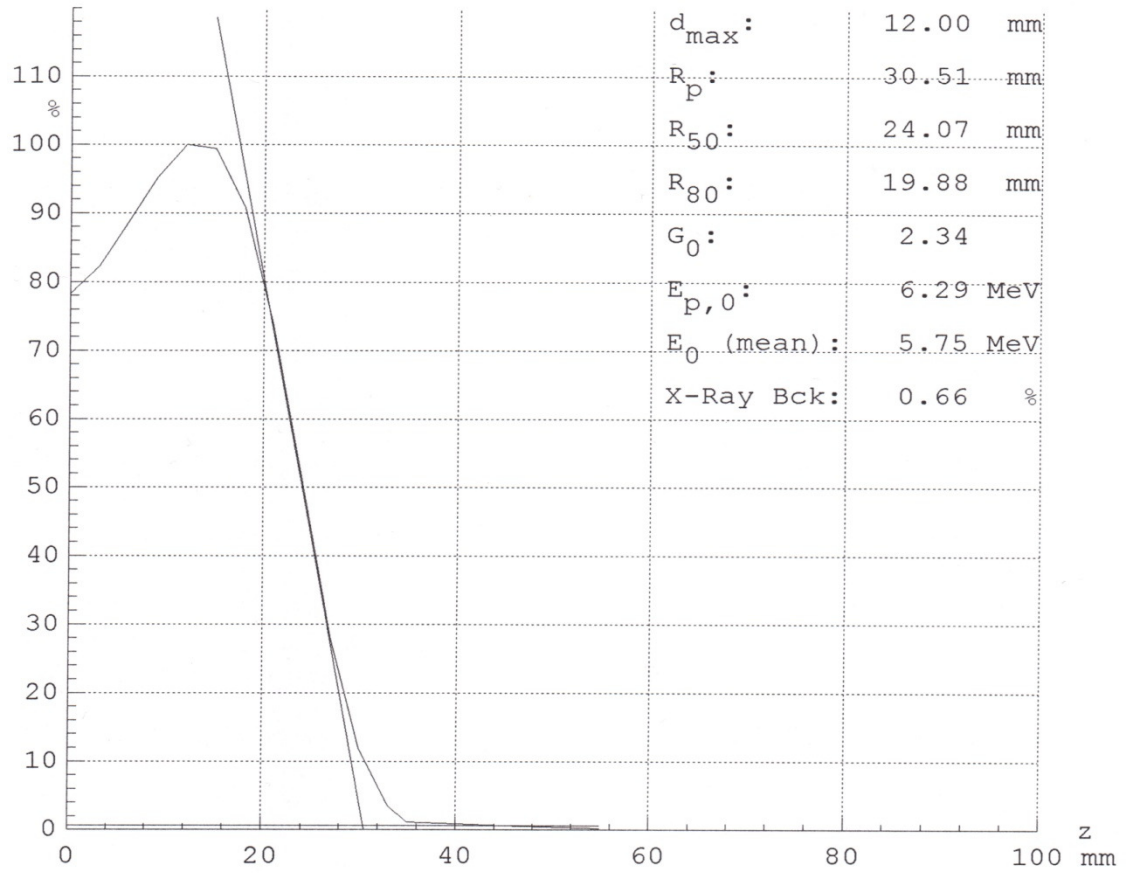
Clinac DHX lineer hızlandırıcı cihazının 6 MeV enerji ve farklı SSD'lerde 10x10 cm alana ait yüzde derin doz eğrileri ve doz parametreleri Şekil 4.1.1, 4.1.2, 4.1.3 ve 4.1.4'de verildi. 6 MeV için $d_{max}=12$ mm olup SSD 100 cm, 105 cm, 110 cm ve 115 cm için değişmediği görüldü.



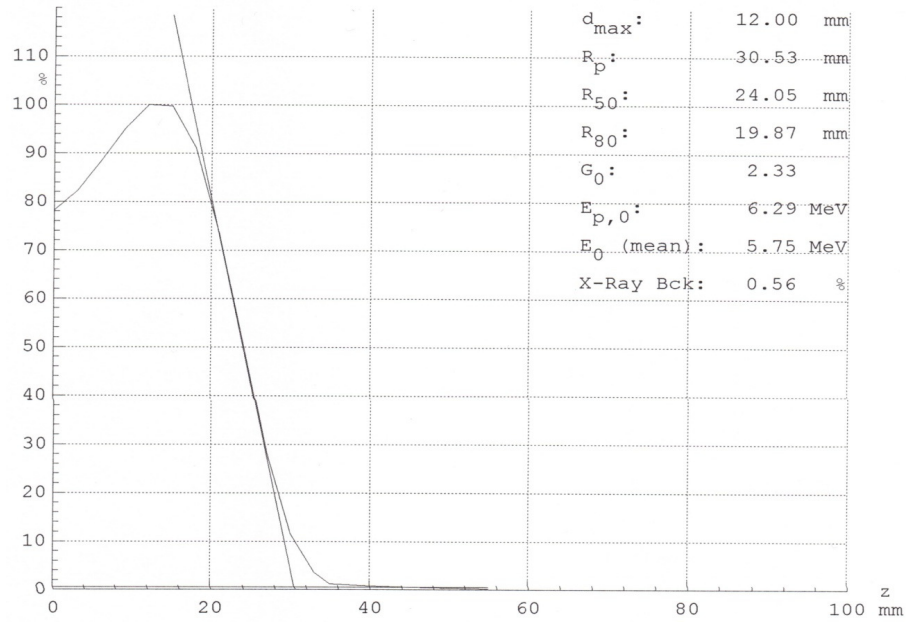
Şekil 4.1. 6 MeV için SSD=100 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri



Şekil 4.2. 6 MeV için SSD=105 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri

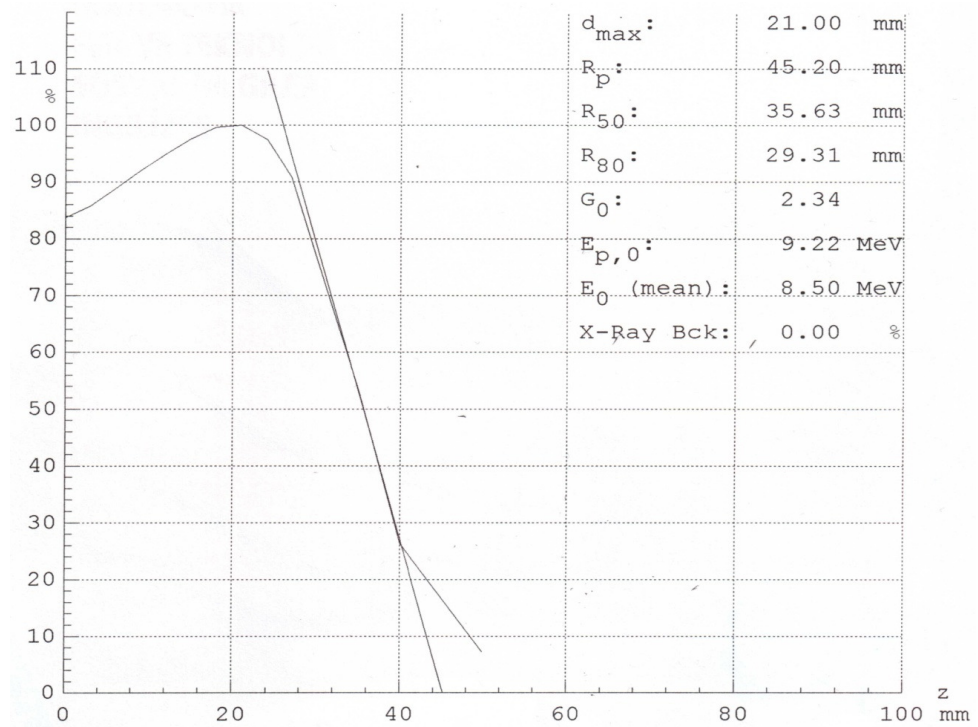


Şekil 4.3. 6 MeV için SSD=110 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri

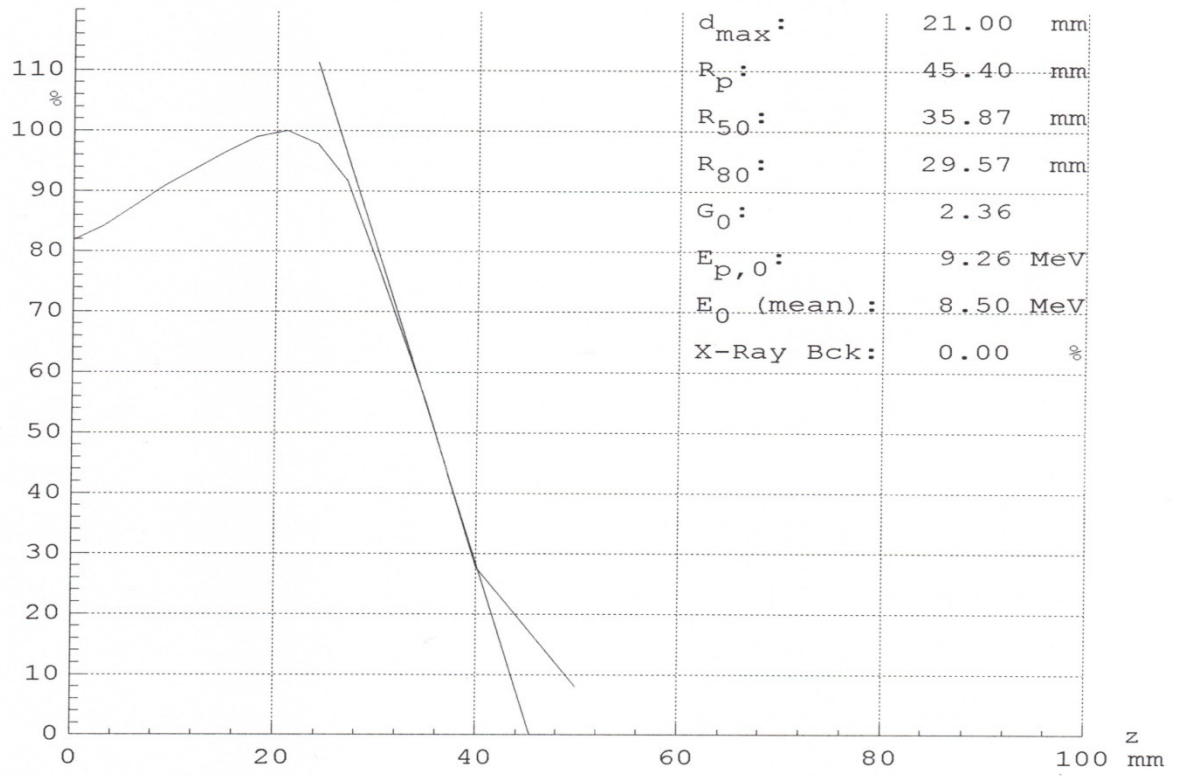


Şekil 4.4. 6 MeV için SSD=115 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri

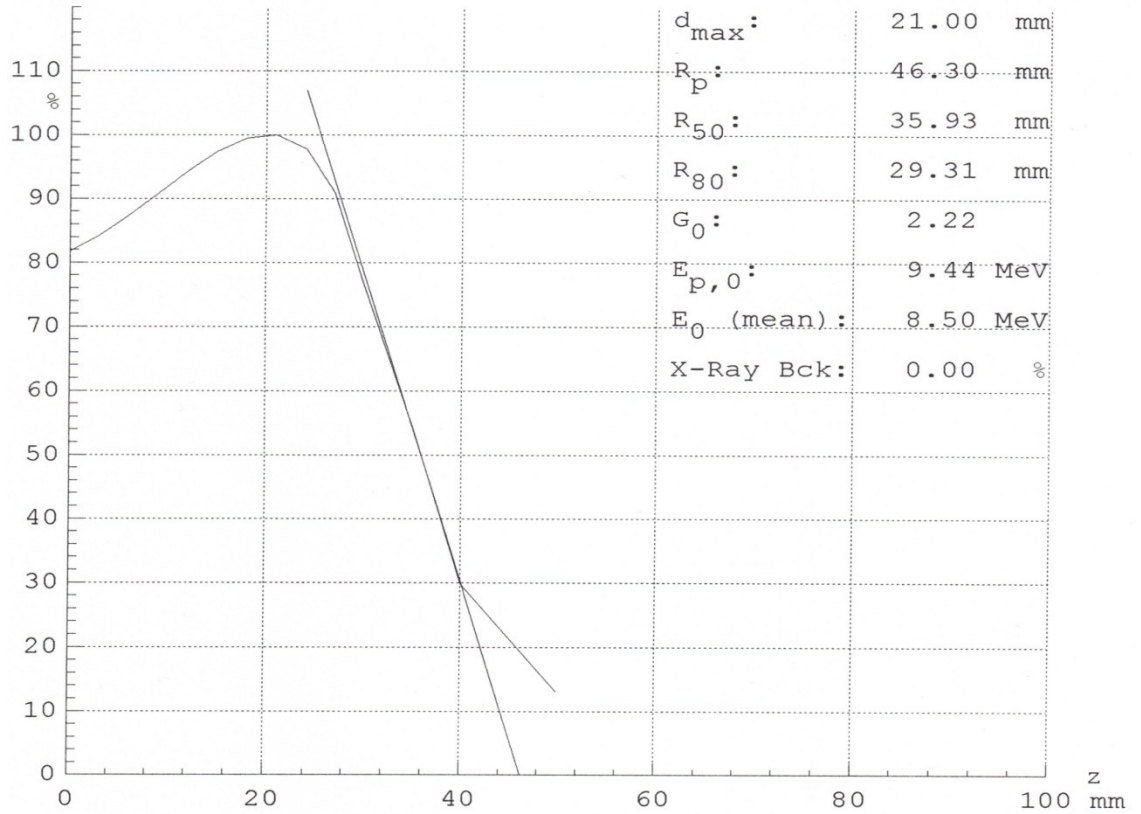
Clinac DHX lineer hızlandırıcı cihazının 9 MeV enerji ve farklı SSD'lerde 10x10 cm alana ait yüzde derin doz eğrileri ve doz parametreleri Şekil 4.1.5, 4.1.6, 4.1.7 ve 4.1.8'de verildi. 9 MeV için d_{max} =21 mm olup SSD 100 cm, 105 cm, 110 cm ve 115 cm için değişmediği görüldü.



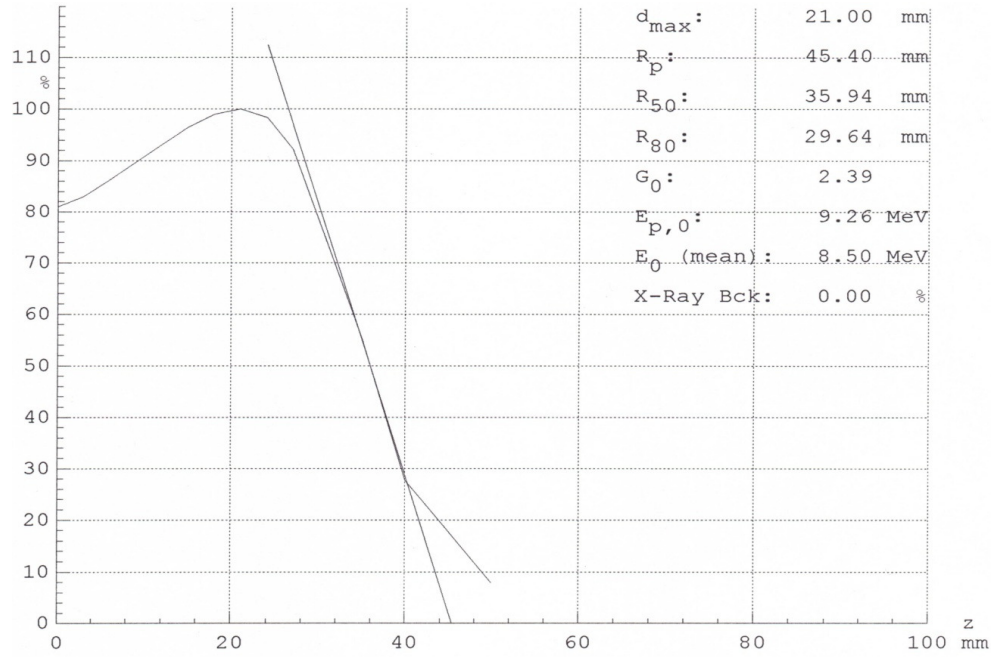
Şekil 4.5. 9 MeV için SSD=100 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri



Şekil 4.6. 9 MeV için SSD=105 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri

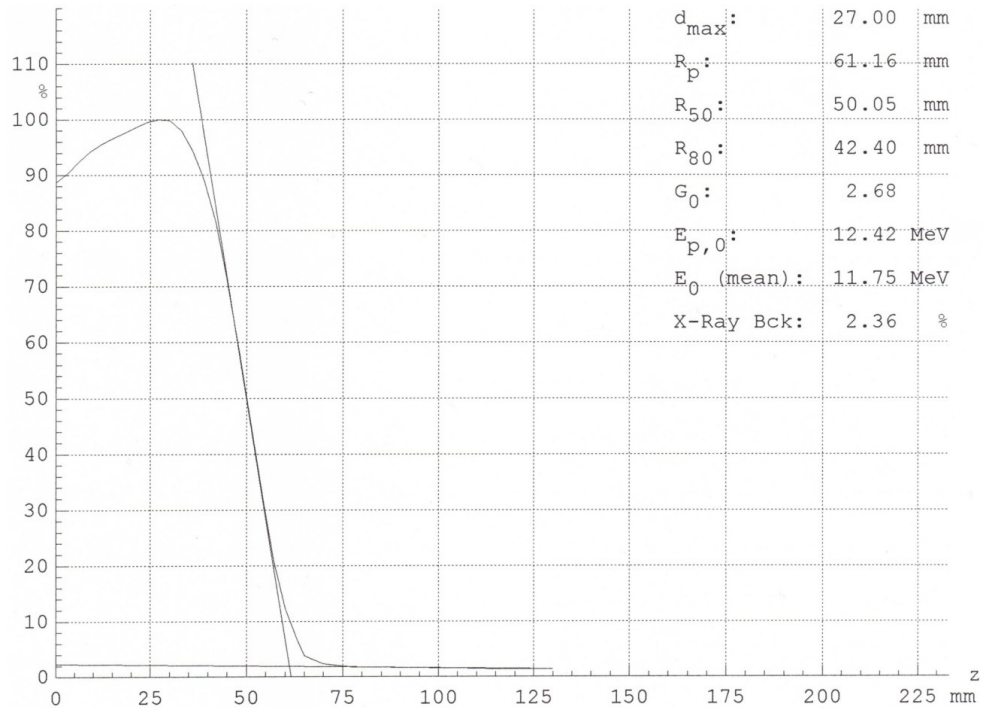


Şekil 4.7. 9 MeV için SSD=110 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri

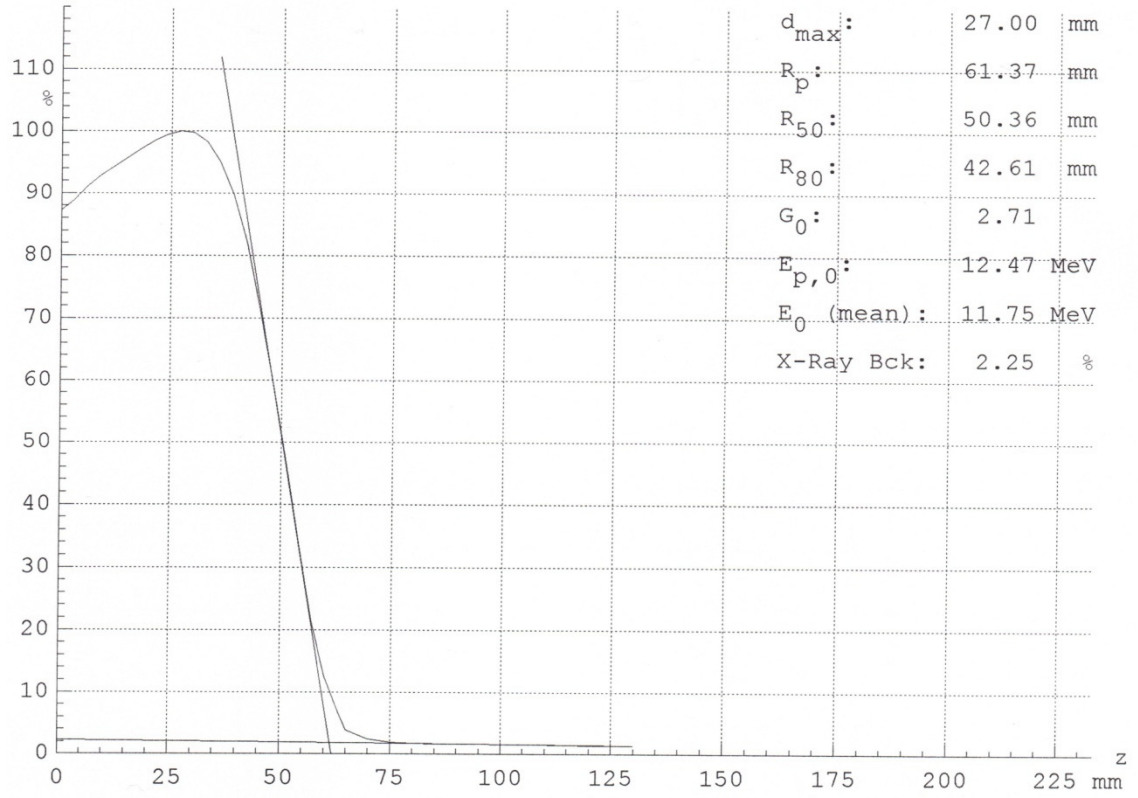


Şekil 4.8. 9 MeV için SSD=115 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri

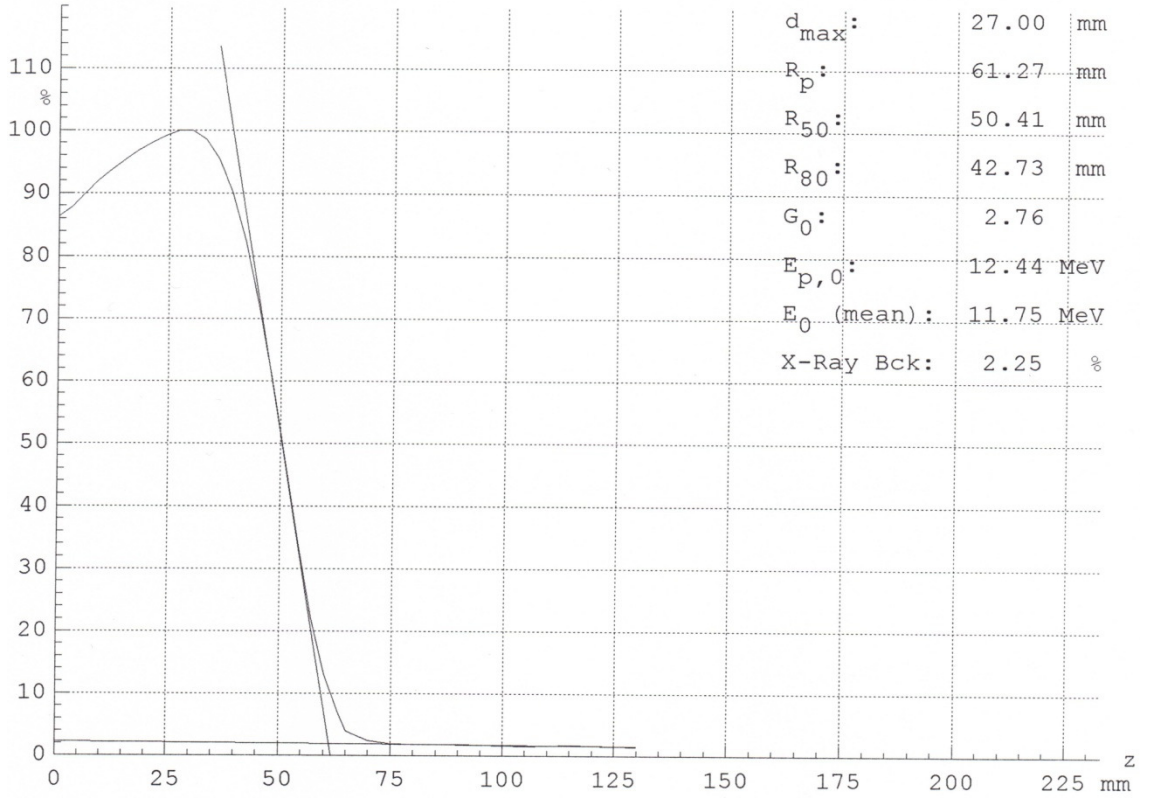
Clinac DHX lineer hızlandırıcı cihazının 12 MeV enerji ve farklı SSD'lerde 10x10 cm alana ait yüzde derin doz eğrileri ve doz parametreleri Şekil 4.1.9, 4.1.10, 4.1.11 ve 4.1.12'de verildi. 12 MeV de SSD 100 cm, 105 cm ve 110 cm $d_{max}=27$ mm, SSD 115 cm için ise $d_{max}=30$ mm olduğu görüldü.



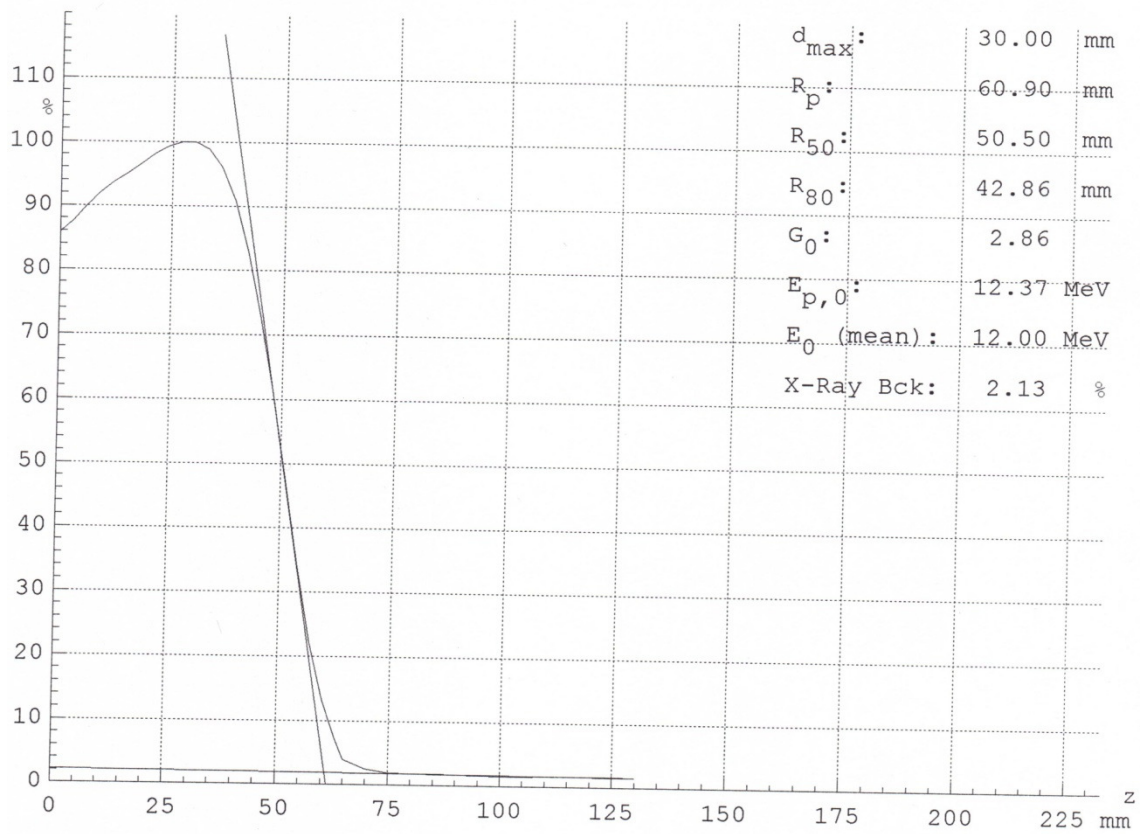
Şekil 4.9. 12 MeV için SSD=100 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri



Şekil 4.10. 12 MeV için SSD=105 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri



Şekil 4.11. 12 MeV için SSD=110 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri

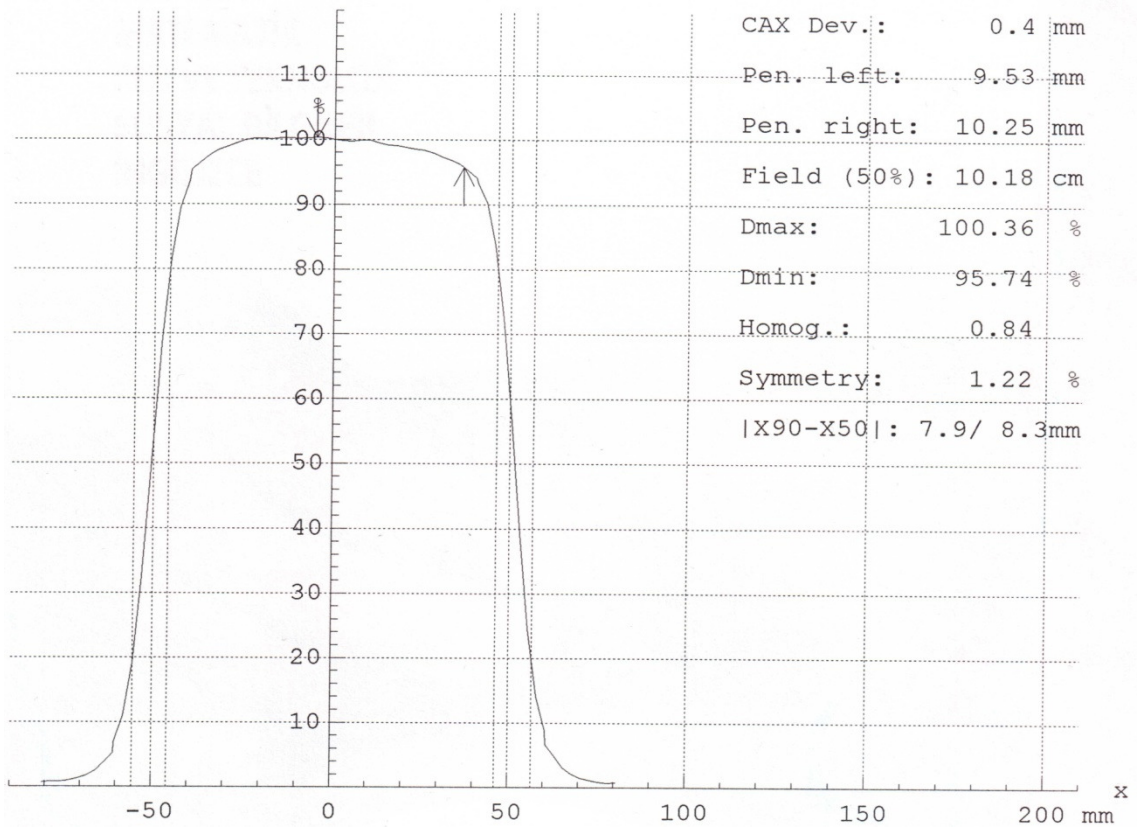


Şekil 4.12. 12 MeV için SSD=115 cm, 10x10 cm² de %DD grafiği ve doz parametreleri

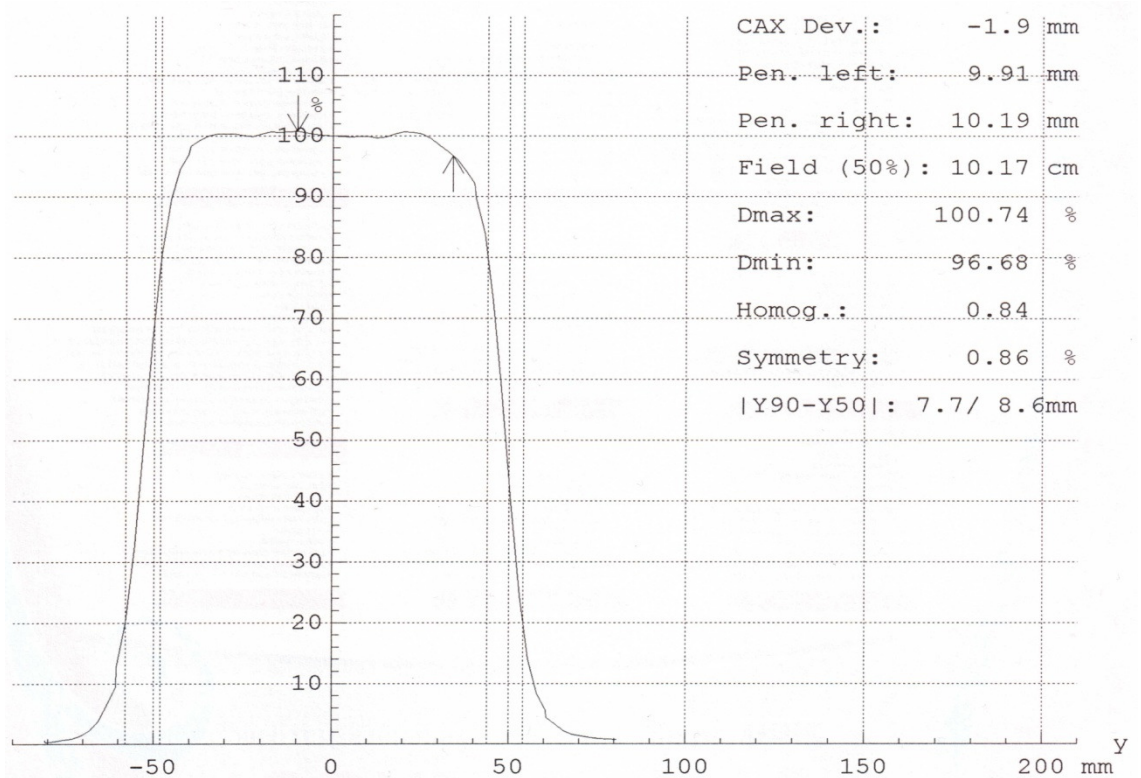
4.2. LİNEER HIZLANDIRICIDA DOZ PROFİL EĞRİLERİNİN ELDE EDİLMESİ

Aşağıdaki grafiklerde lineer hızlandırıcı cihazının 100 cm, 105 cm, 110 cm ve 115 cm SSD değerlerinde ve 6 MeV, 9 MeV ve 12 MeV enerjilerde doz profil eğrileri ve bu eğrilere ait doz karakteristikleri gösterildi.

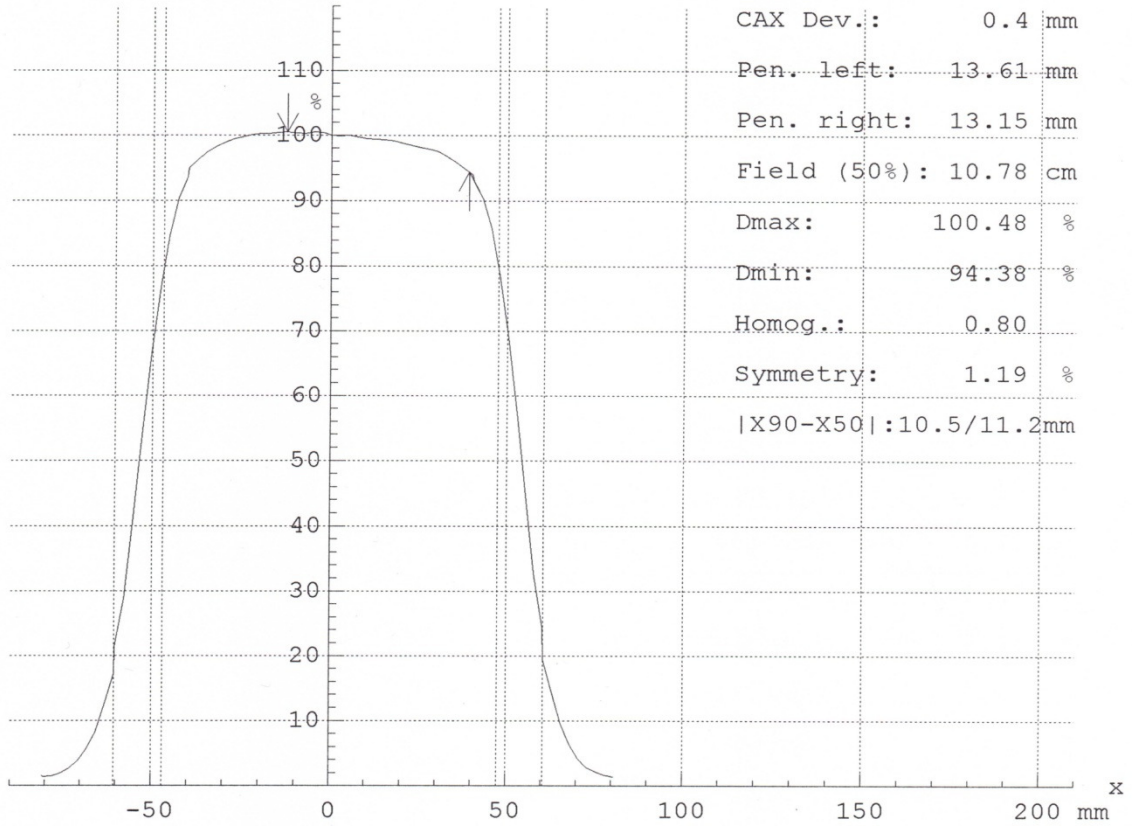
Clinac DHX lineer cihazının 6 MeV enerjili 10x10 cm² alana ait farklı SSD'lerde X ve Y yönündeki profil eğrileri ve doz parametreleri Şekil 4.2.1, 4.2.2, 4.2.3, 4.2.4, 4.2.5, 4.2.6, 4.2.7 ve 4.2.8'de gösterildi. Bu eğrilere, artan SSD'lerde penumbra değerlerinde artış, düzgünlük (homog) değerlerinde ise azalma görüldü.



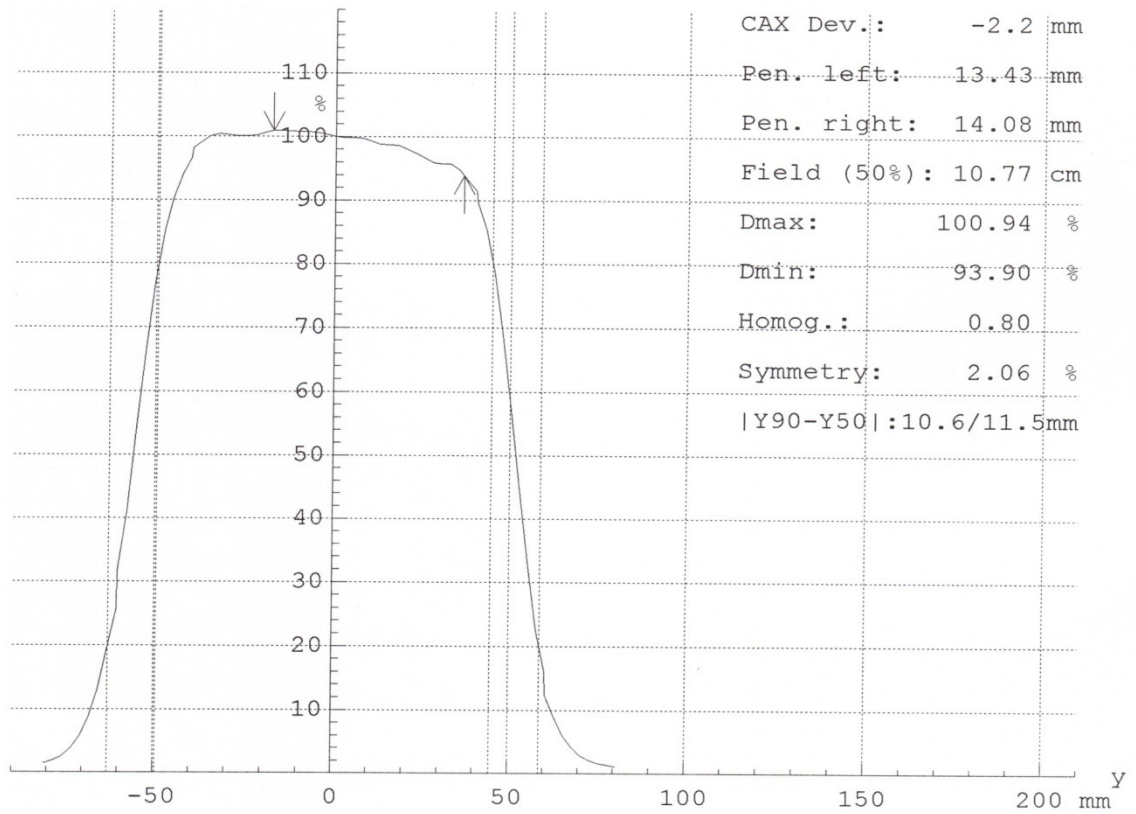
Şekil 4.13. 6 MeV için SSD=100, 10x10 cm² de X profil ve doz parametreleri



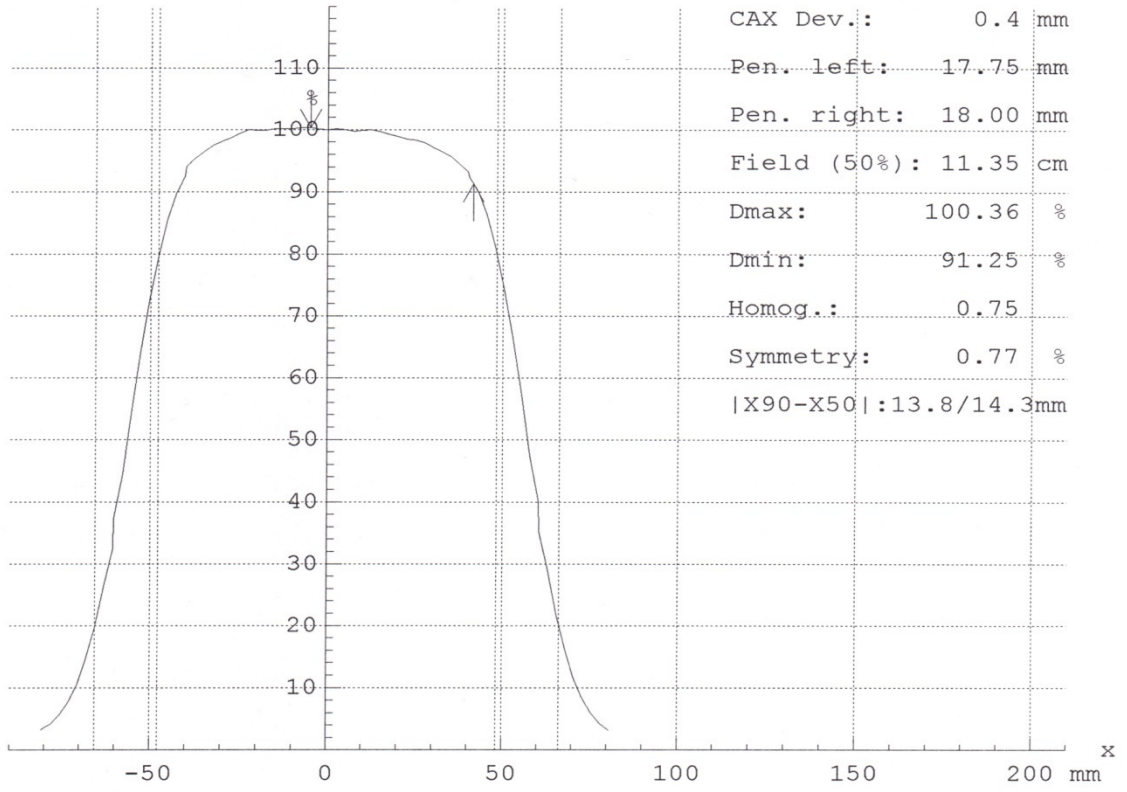
Şekil 4.14. 6 MeV için SSD=100, 10x10 cm² de Y profil ve doz parametreleri



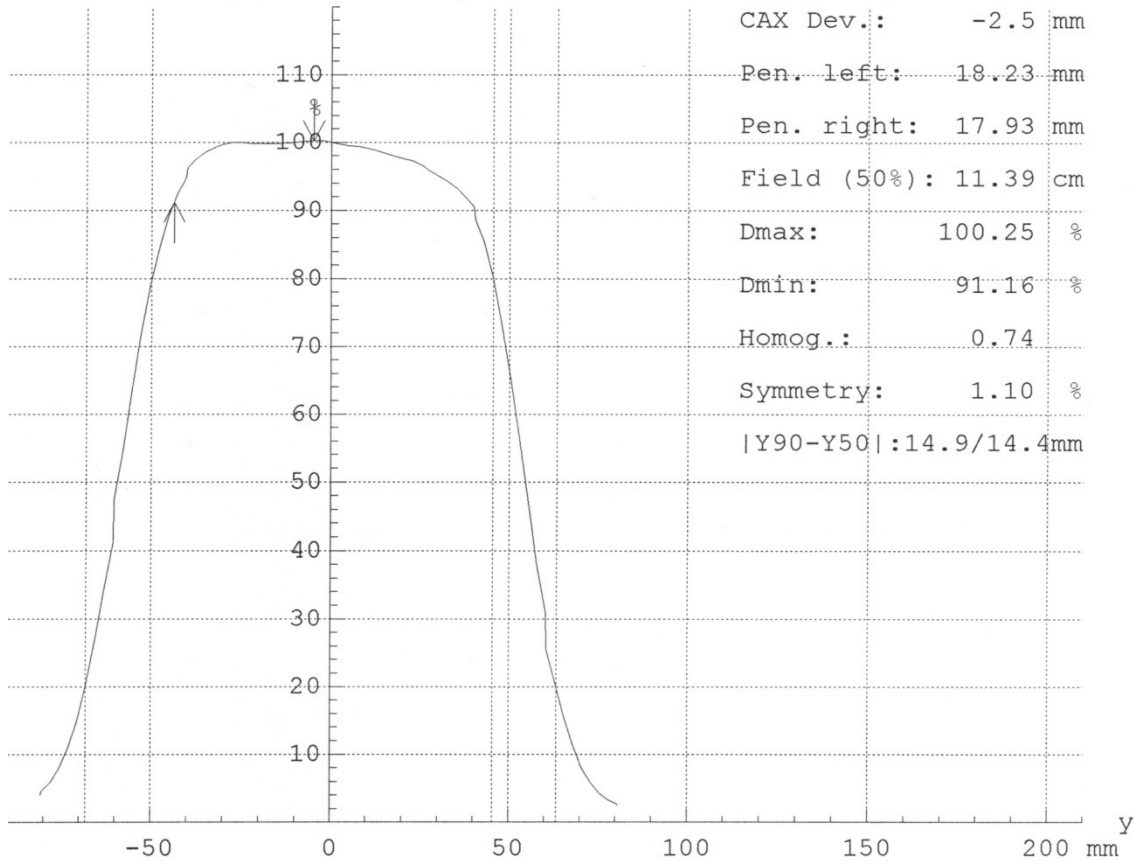
Şekil 4.15. 6 MeV için SSD=105, 10x10 cm² de X profil ve doz parametreleri



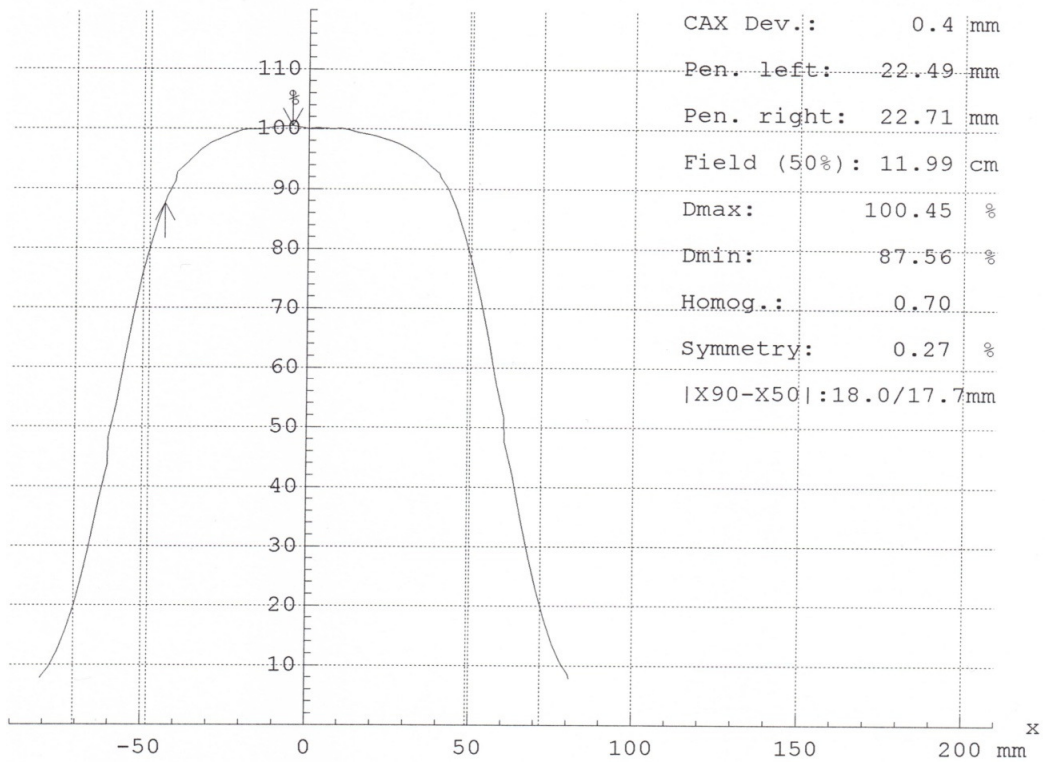
Şekil 4.16. 6 MeV için SSD=105, 10x10 cm² de Y profil ve doz parametreleri



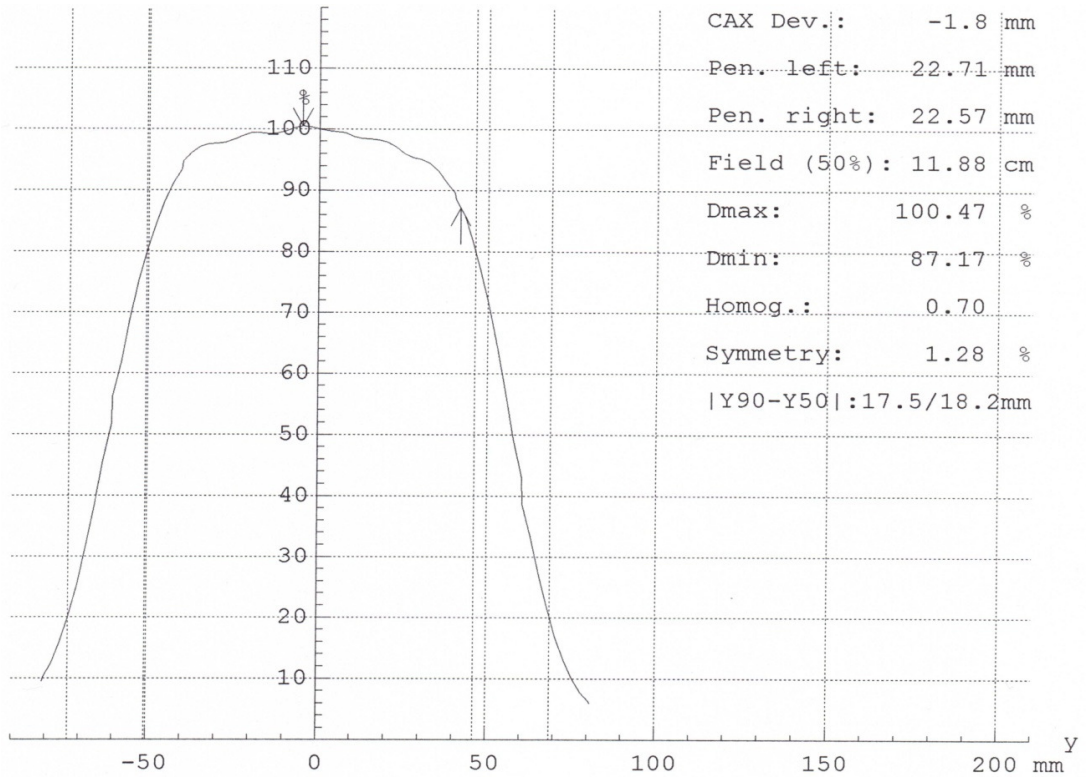
Şekil 4.17. 6 MeV için SSD=110, 10x10 cm² de X profil ve doz parametreleri



Şekil 4.18. 6 MeV için SSD=110, 10x10 cm² de Y profil ve doz parametreleri

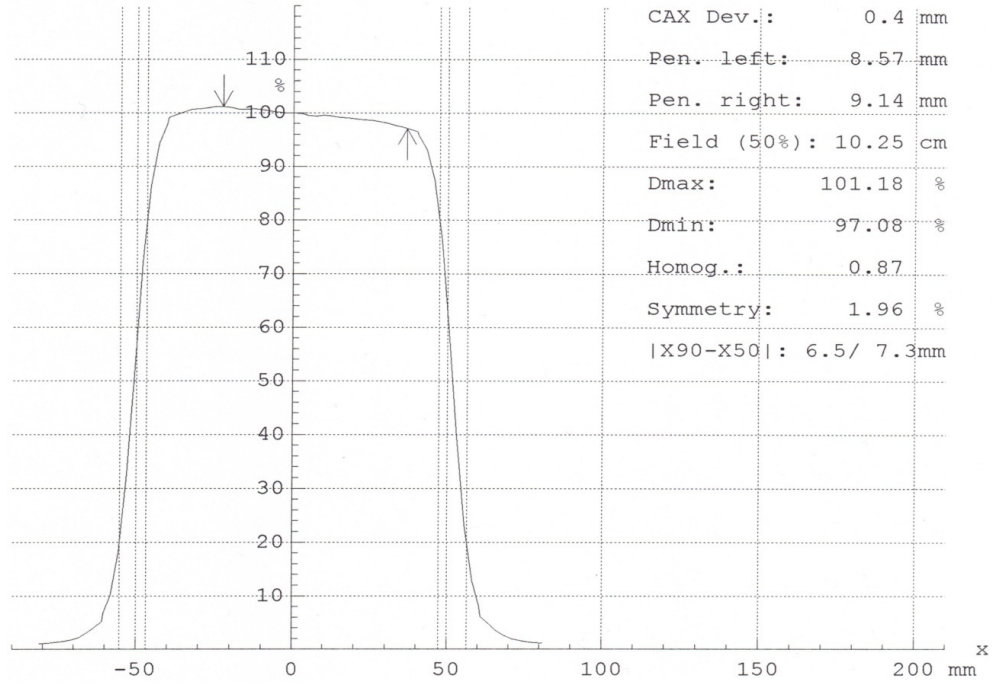


Şekil 4.19. 6 MeV için SSD=115, 10x10 cm² de X profil ve doz parametreleri

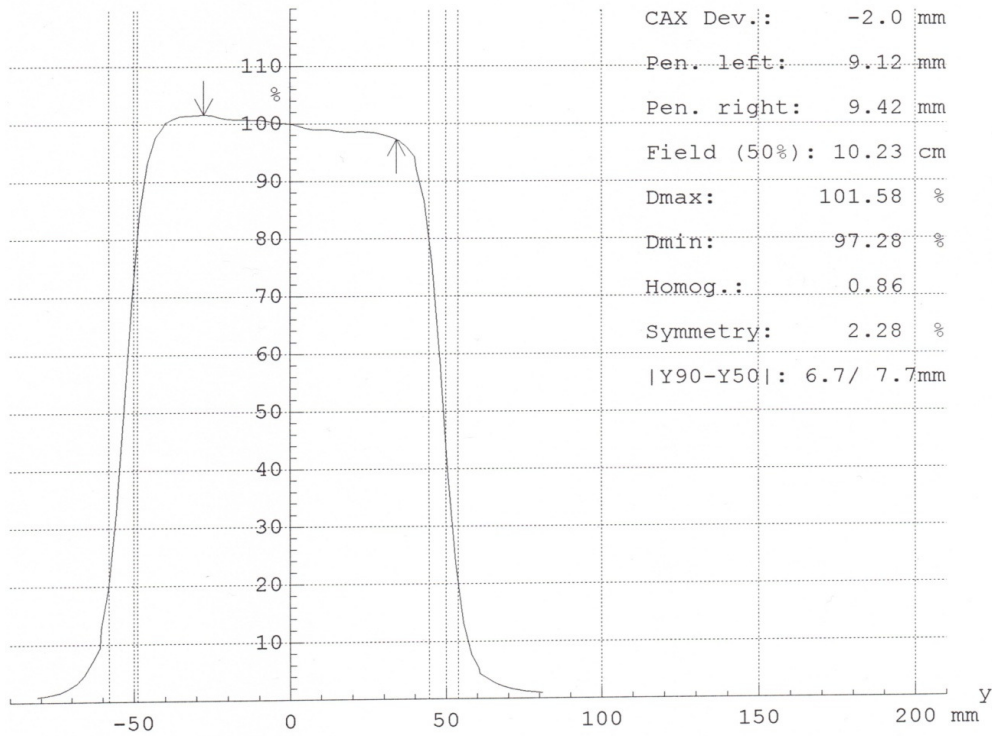


Şekil 4.20. 6 MeV için SSD=115, 10x10 cm² de Y profil ve doz parametreleri

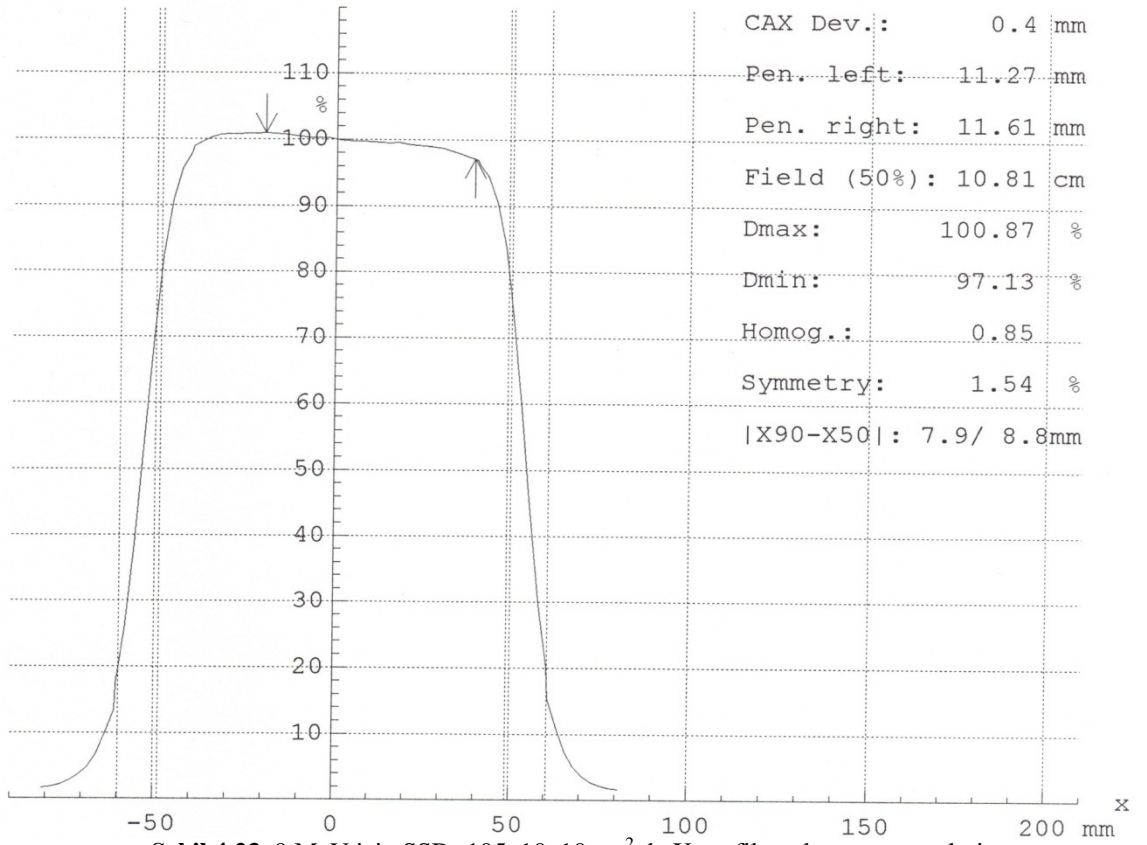
Clinac DHX lineer cihazının 9 MeV enerjili $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alana ait farklı SSD'lerde X ve Y yönündeki profil eğrileri ve doz parametreleri Şekil 4.2.9, 4.2.10, 4.2.11, 4.2.12, 4.2.13, 4.2.14, 4.2.15 ve 4.2.16'da gösterildi. Bu eğrilerde artan SSD'lerde penumbra değerlerinde artış, düzgünlük (homog) değerlerinde ise azalma görüldü.



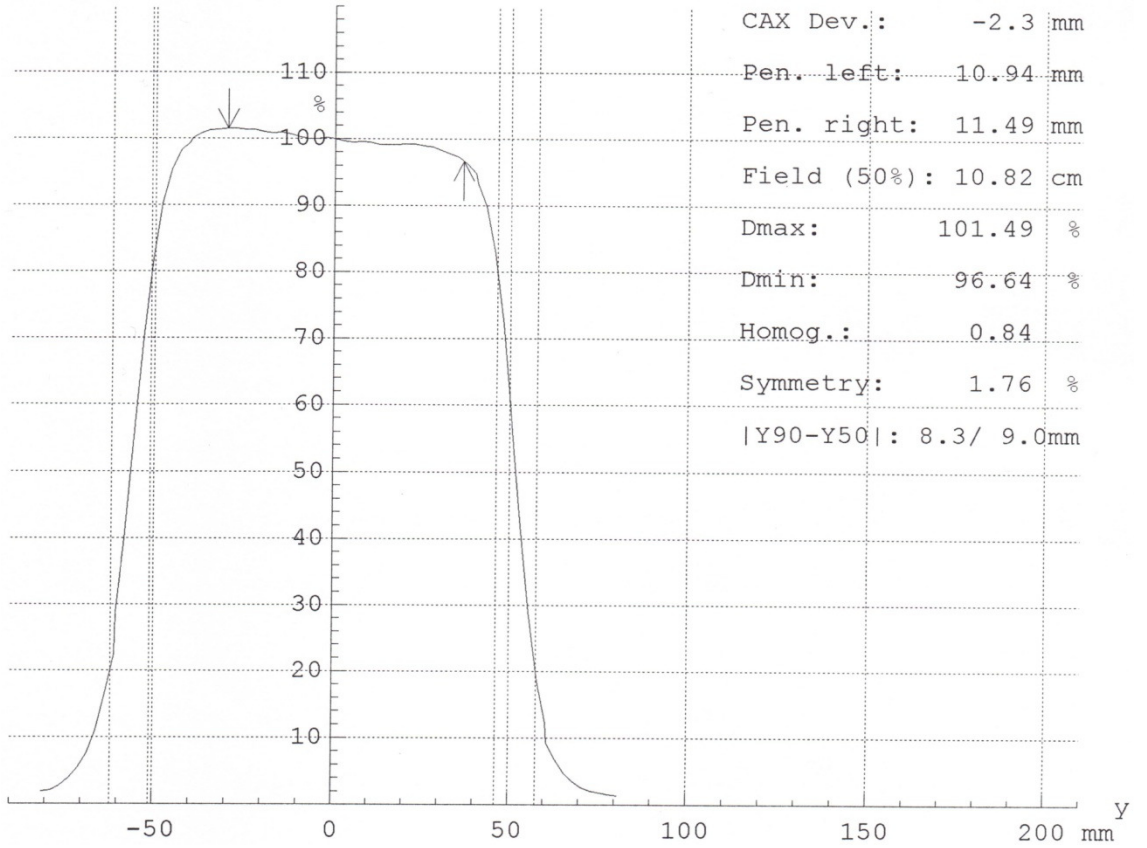
Şekil 4.21. 9 MeV için SSD=100, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de X profil ve doz parametreleri



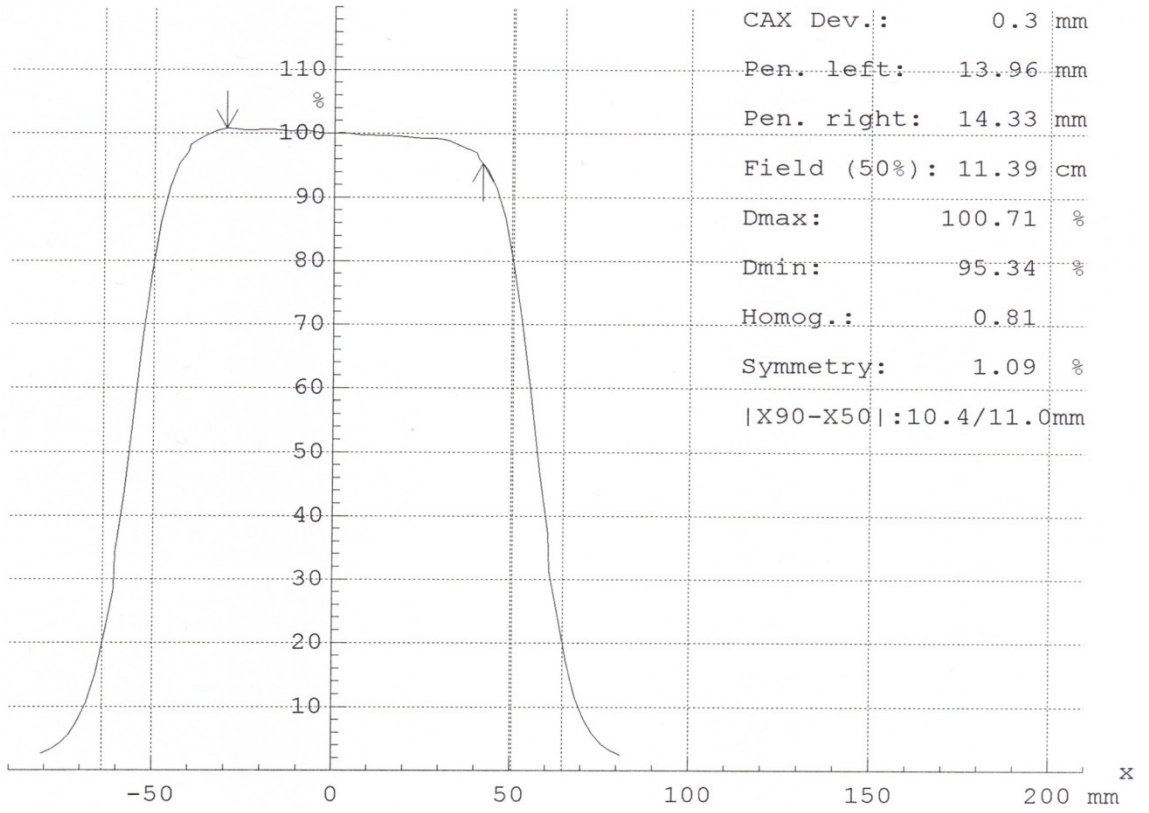
Şekil 4.22. 9 MeV için SSD=100, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de Y profil ve doz parametreleri



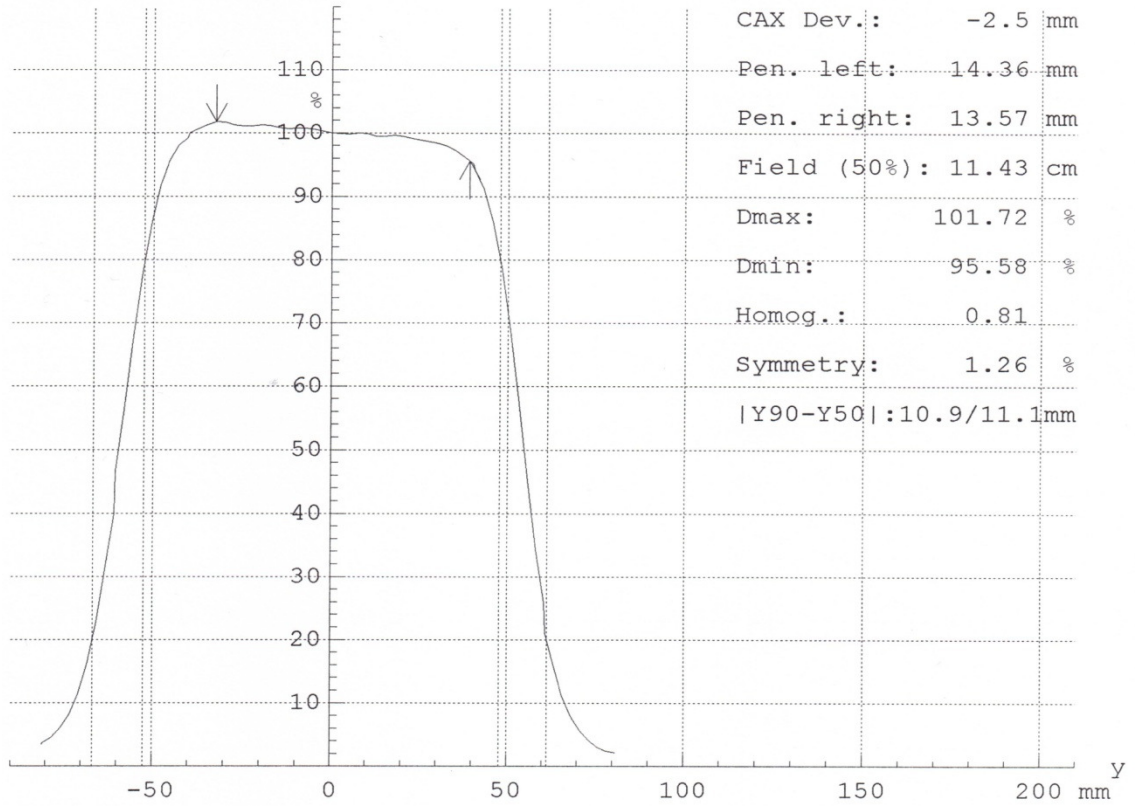
Şekil 4.23. 9 MeV için SSD=105, 10x10 cm² de X profil ve doz parametreleri



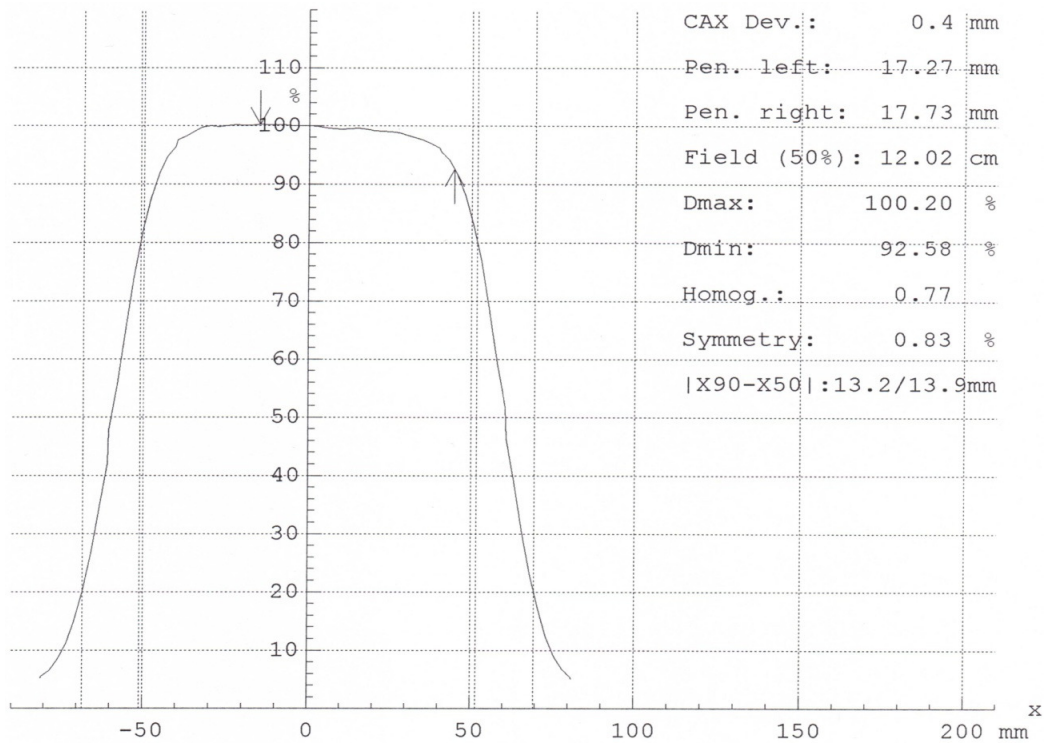
Şekil 4.24. 9 MeV için SSD=105, 10x10 cm² de Y profil ve doz parametreleri



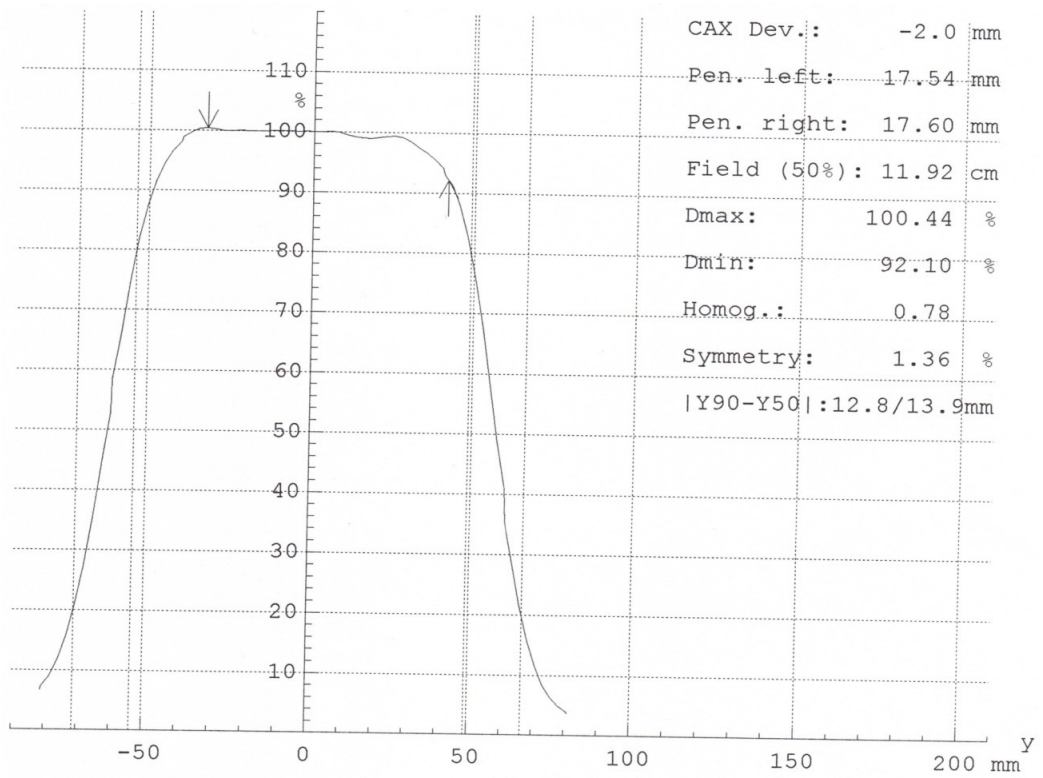
Şekil 4.25. 9 MeV için SSD=110, 10x10 cm² de X profil ve doz parametreleri



Şekil 4.26. 9 MeV için SSD=110, 10x10 cm² de Y profil ve doz parametreleri

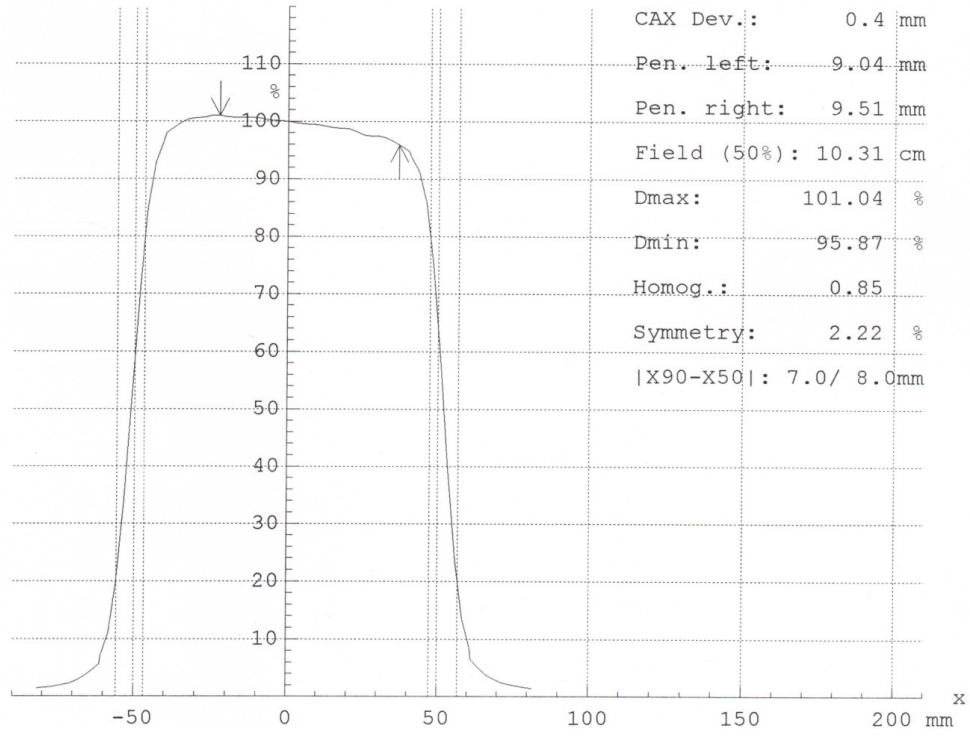


Şekil 4.27. 9 MeV için SSD=115, 10x10 cm² de X profil ve doz parametreleri

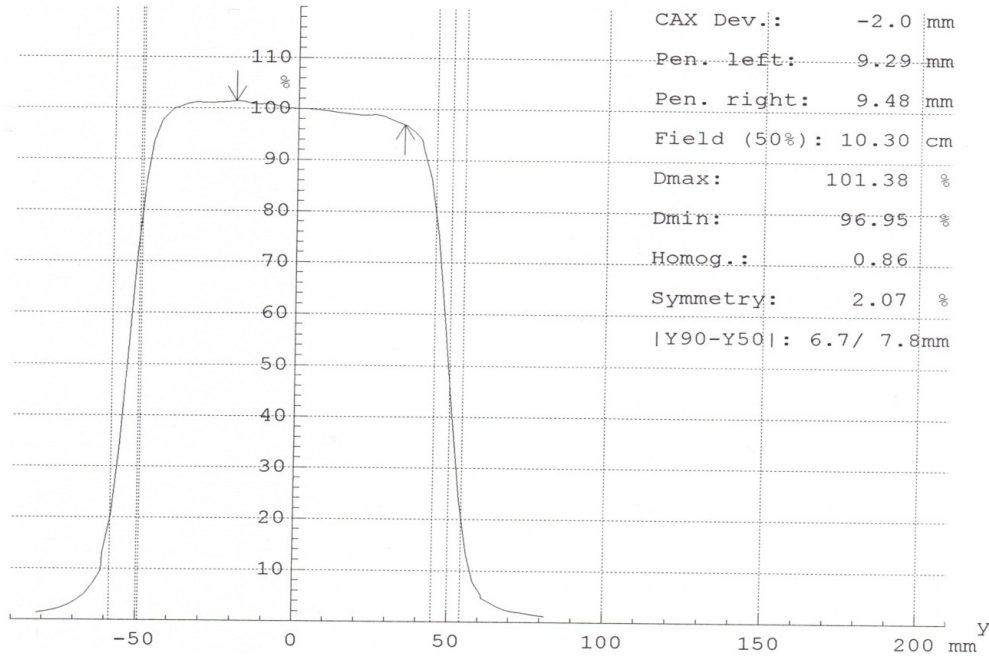


Şekil 4.28. 9 MeV için SSD=115, 10x10 cm² de Y profil ve doz parametreleri

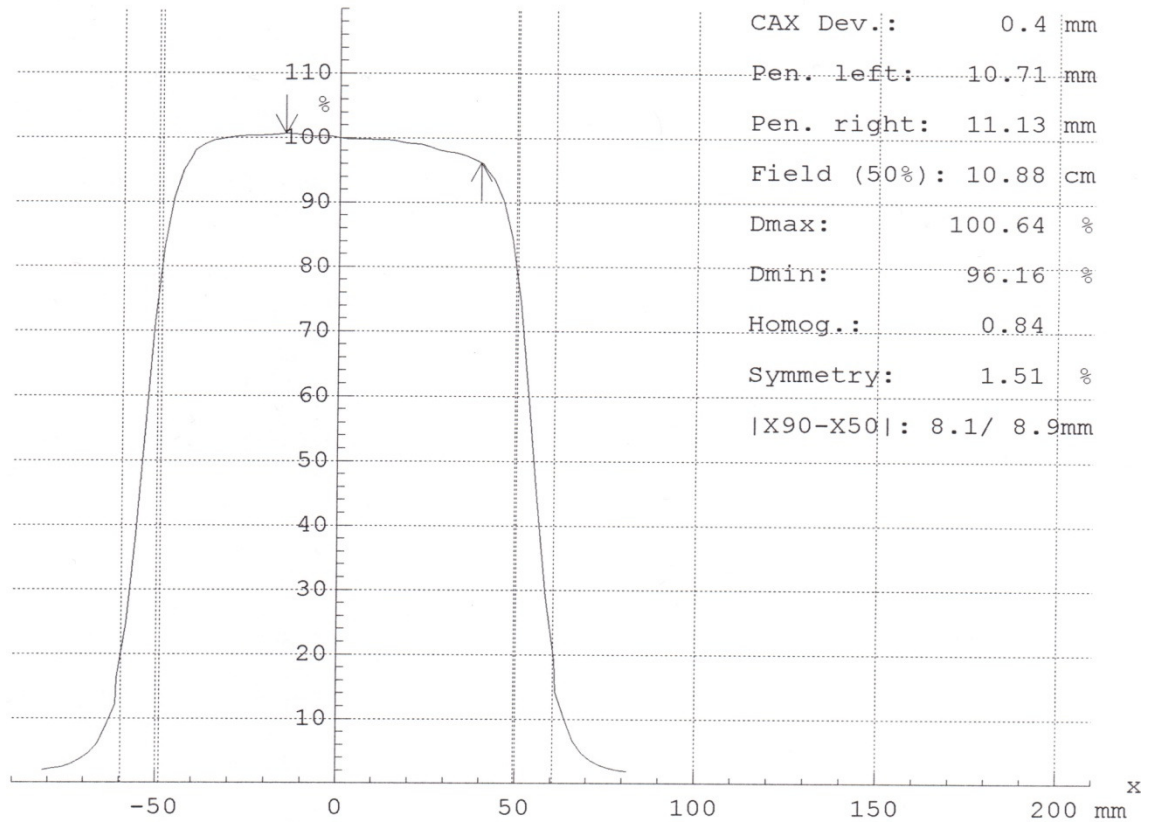
Clinac DHX linear cihazının 12 MeV enerjili $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alana ait farklı SSD'lerde X ve Y yönündeki profil eğrileri ve doz parametreleri Şekil 4.2.17, 4.2.18, 4.2.19, 4.2.20, 4.2.21, 4.2.22, 4.2.23, 4.2.24'de gösterildi. Bu eğrilerde artan SSD'lerde penumbra değerlerinde artış, düzgünlük (homog) değerlerinde ise azalma görüldü.



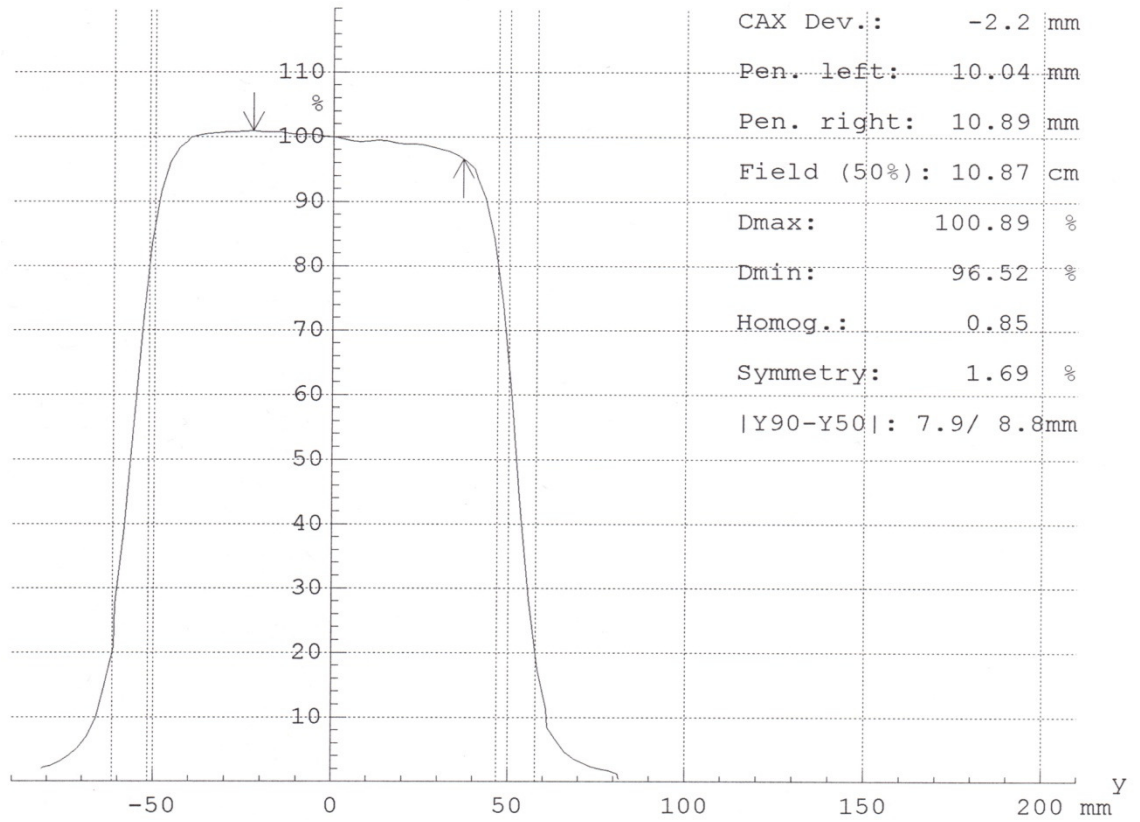
Şekil 4.29. 12 MeV için SSD=100, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de X profil ve doz parametreleri



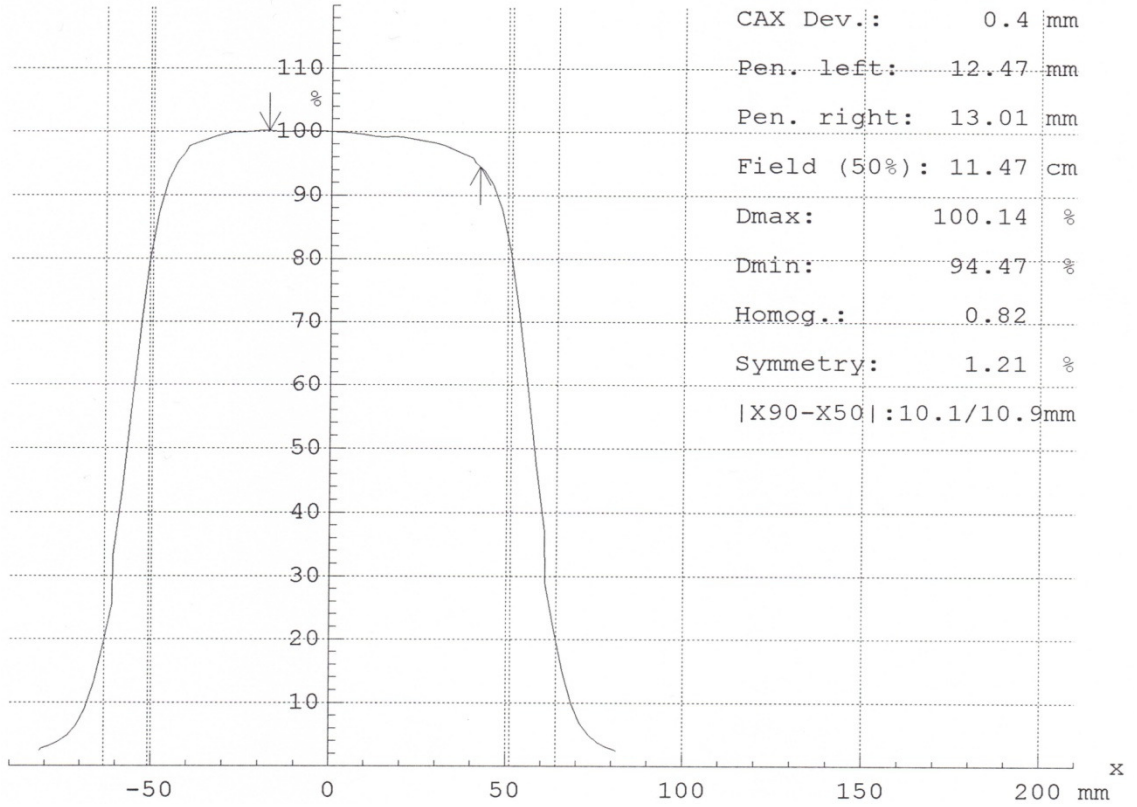
Şekil 4.30. 12 MeV için SSD=100, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de Y profil ve doz parametreleri



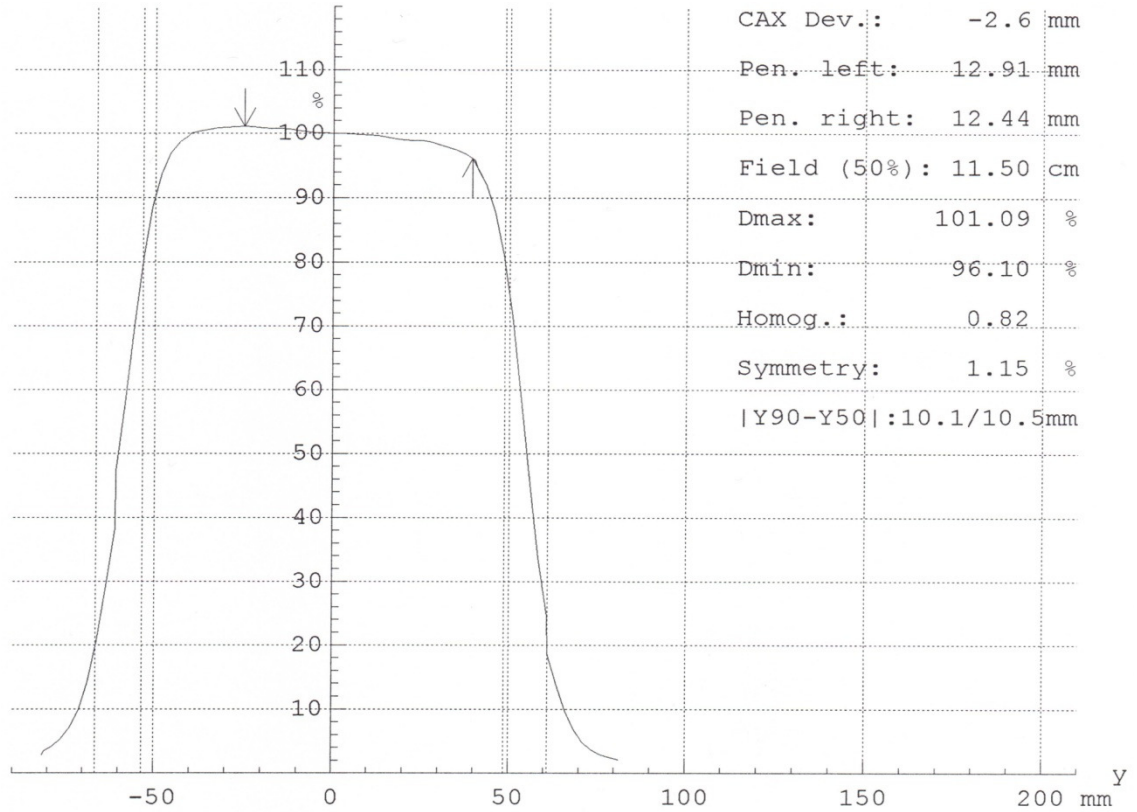
Şekil 4.31. 12 MeV için SSD=105, 10x10 cm² de X profil ve doz parametreleri



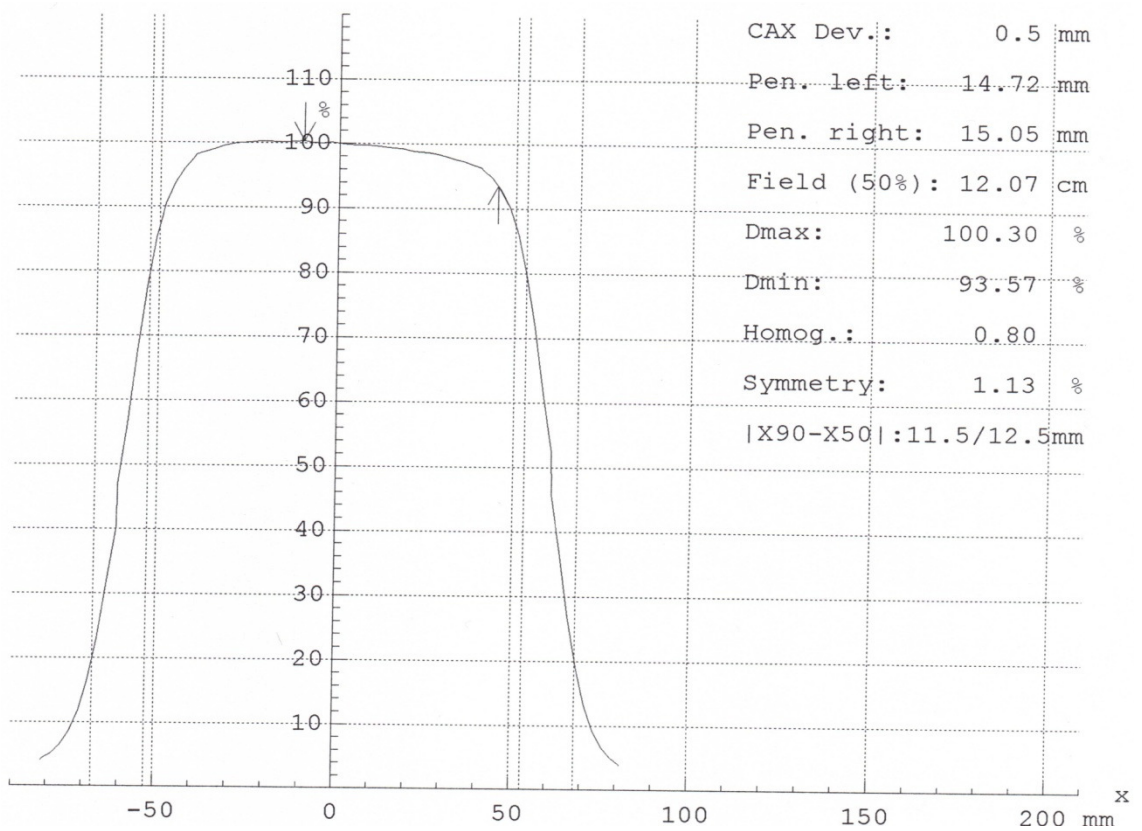
Şekil 4.32. 12 MeV için SSD=105, 10x10 cm² de Y profil ve doz parametreleri



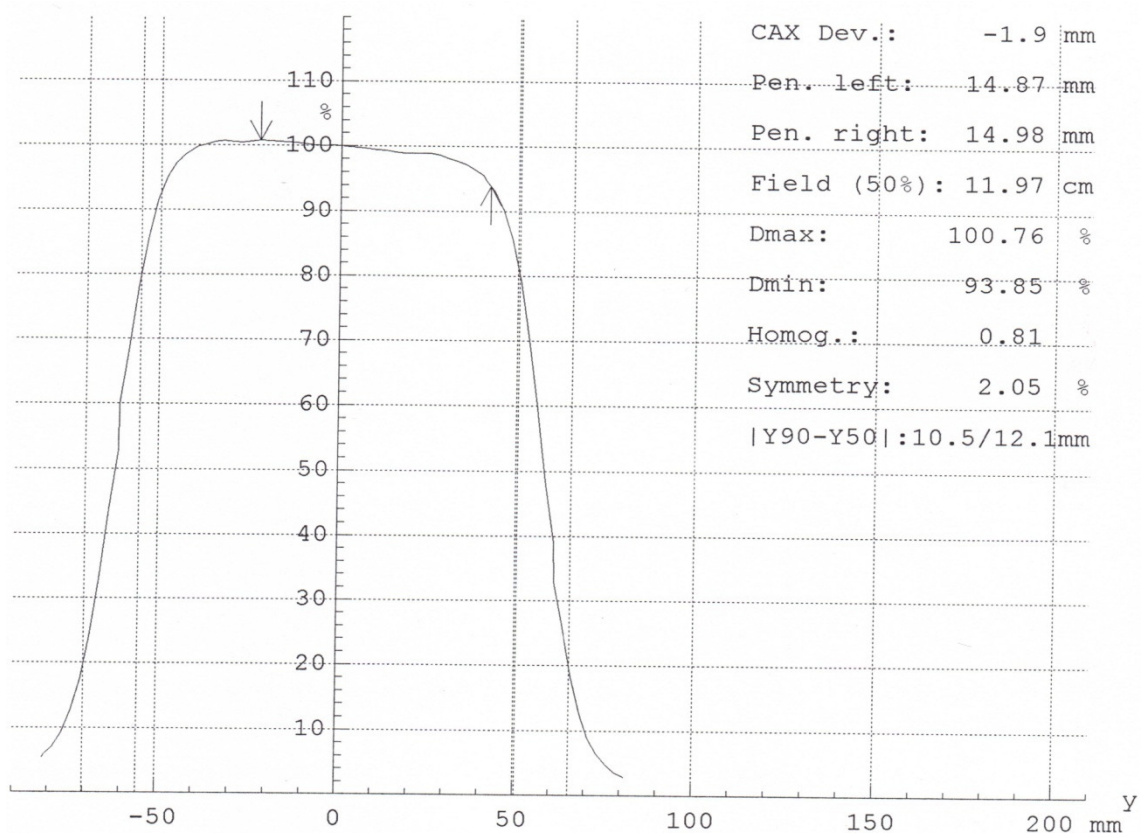
Şekil 4.33. 12 MeV için SSD=110, 10x10 cm² de X profil ve doz parametreleri



Şekil 4.34. 12 MeV için SSD=110, 10x10 cm² de Y profil ve doz parametreleri



Şekil 4.35. 12 MeV için SSD=115, 10x10 cm² de X profil ve doz parametreleri



Şekil 4.36. 12 MeV için SSD=115, 10x10 cm² de Y profil ve doz parametreleri

4.3. FARKLI ENERJİLERDE ÖLÇÜLEN %DD PARAMETRELERİ

%DD ölçümlerinden çıkarılan 6 MeV, 9 MeV ve 12 MeV enerjilerinin, SSD 100 cm için 10x10 cm²'deki parametrelere göre değerleri verildi (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Farklı enerjilerde Ölçülen %DD Değerleri

	D_{max} (mm)	R_p (mm)	R₅₀ (mm)	R₈₀ (mm)	G₀	E_{p,0} (MeV)	E₀ (mean) (MeV)	X-Ray Bck (%)
6 MeV	12.00	30.11	23.63	19.46	2.31	6.20	5.75	0.71
9 MeV	21.00	45.20	35.63	29.31	2.34	9.22	8.50	0.00
12MeV	27.00	61.16	50.05	42.40	2.68	12.42	11.75	2.36

4.4. FARKLI SSD VE ENERJİLERDEKİ YÜZEY DOZLARI

Varian DHX lineer hızlandırıcı cihazının %100 normalize edilmiş %DD grafiklerinden, SSD ve enerjiye bağlı olarak elde edilen yüzey dozları gösterilmektedir (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. SSD ve Enerjiye Bağlı Yüzey Dozları

SSD(cm)	6 MeV	9 MeV	12 MeV
100	79.0	82.9	89.0
105	78.5	82.0	87.2
110	78.3	81.9	86.5
115	78.0	81.0	85.9

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyasyonla tedavi temeli radyasyon fiziği ve radyobiyojolojiye dayanan önemli bir tedavi şeklidir. Tedavinin uygulanabilmesi için kullandığımız radyoterapi cihazının bütün mekanik, elektronik kalite kontrollerinin yapılması ve dozimetrik parametrelerin protokol değerlerine getirilmiş olması gerekir. Böylece hastanın daha sağlıklı tedavisi için ön şartlar sağlanmış olur. Daha sonra hastanın tedavi edilecek alanı tespit edilir ve bu bölgeye istenen tedavi edici tümör dozu verilecek şekilde tedavi planlaması yapılır. Bu arada sağlıklı dokuların da alabileceği radyasyon dozunu en aza indirmek amaçlanır.

Radyoterapide uzun yıllar kullanılmış olan düşük enerjili X ışınlarının, cilt tümörlerinin ve yüzeysel lezyonların tedavisindeki kullanımı azalmış, onların yerini elektron ışınları almıştır. Çevresinde göz gibi kritik organlarla çevrili olan yüzeysel lezyonların ışınlanmasında küçük marjlara gerek duyulur. Özellikle cilt lezyonları genellikle yuvarlak ve küçük alanların kullanılmasını gerektirmektedir. Bu gibi durumlarda megavoltaj elektron alanları ve standart olmayan tedavi alanlarına ihtiyaç duyulur. Alan boyutu pratik erişme mesafesinden küçük olan tedavi alanları için, dozimetrik ölçümlerin yapılması gerekmektedir (1).

Radyasyonla tedavi edilen hastalarda doz dağılımlarını hasta dokusu içerisinde ölçmek mümkün değildir. Doz dağılım bilgileri, dokuya eşdeğer fantomlardaki ölçümlerden çıkarılır. Bu temel bilgiler, gerçek hastadaki doz dağılımlarını tahmin etmek için bulunan doz hesaplama sistemlerinde kullanılır.

Bu yaptığımız çalışmada ise Varian Clinac DHX cihazının su fantomunda farklı elektron enerjilerinde ve farklı SSD'lerde dozimetrik ölçümlerinin elde edilmesi ve sonuçlarının değerlendirilmesi amaçlandı.

Genelde elektron ışını merkezi eksen derin doz eğrisi, yüksek yüzey dozu sergiler (megavoltaj X-ışını ile karşılaştırıldığında) ve doz daha sonra elektron ışınının maksimum derin dozu (d_{max}) denilen belirli bir derinlikte maksimum noktaya yükselir. Dmax noktasından sonra doz hızlıca düşer ve düşük doz seviyelerinde brems kuyruğu olarak bilinen bir düzlük meydana gelir. Elektronların bu özellikleri, klinikte yüzeysel tümörlerin tedavisinde X ışını modalitelerinden farklı, belirgin bir avantaj sunar (4).

Yaptığımız ölçümlerde %DD tabloları incelendiğinde; D_{max} değeri, 6 MeV için SSD 100 cm, 105 cm, 110 cm ve 115 cm'de 12 mm, 9 MeV için yine tüm SSD değerlerinde 21 mm, 12 MeV için ise SSD 100 cm, 105 cm ve 110 cm'de 27 mm 115 cm'de ise 30 mm gözlemlendi (Şekil 4.1-4.12). Bulduğumuz D_{max} değerleri, Thecnical Report Series 277 (TRS 277) (12), T. Arunkumar ve ark. (30) (Tablo 5.1), Lillicrap S. C. (BJR Supplement 25) (31) ve TPS verileriyle (Tablo 5.2) uyumlu bulundu.

Tablo 5.1. 10x10 cm² alan ve uzatılmış SSD'lerde 6 MeV ışın karakteristiği

SSD	R_{100}	$D_s(\%)$	$D_x(\%)$
100	1.33	76.2	0.3
102	1.41	75.2	0.3
104	1.39	75.1	0.3
106	1.39	75.0	0.3
108	1.43	74.5	0.3
110	1.43	74.2	0.3
115	1.41	74.1	0.3
120	1.41	73.9	0.3

Tablo 5.2. TPS Verileri

	D_{max} (mm)	R_p (mm)	R_{50} (mm)	R_{80} (mm)	G_0	$E_{p,0}$ (MeV)	E_0 (mean) (MeV)	X-Ray Bck (%)
6 MeV	14.00	31.14	25.40	21.44	2.70	6.41	6.00	0.57
9 MeV	22.00	45.90	37.45	31.91	2.69	9.36	8.75	0.00
12MeV	28.00	62.60	51.80	44.08	2.87	12.71	12.25	0.00

Cilt dozları enerji arttıkça artar. Artan SSD'lerde ise cilt dozları düşer. Çalışmamızda Tablo 4.4.1'de görüldüğü gibi enerji arttıkça cilt dozunda artış, artan SSD'lerde ise azalma görüldü . Ayrıca, Tablo 5.3'de Lillicrap S. C. (BJR Supplement 25) (31) cilt dozu değerleri verilerek karşılaştırıldı ve uyumlu olduğu görüldü. International Commission of Radiation Units'in 45 nolu raporunda (ICRU 45) ifade edilen cilt dozundaki değişim $\pm\%5$ sınırlar içinde olmalıdır. Cilt dozundaki değişim, Ölçümlerimizden elde ettiğimiz tabloda da (Tablo 4.2) gözlemlendiği gibi bu sınırlar içinde bulundu.

Tablo 5.3. BJR Supplement 25'deki 10x10 cm² için Cilt Dozları

Enerji (MeV)	3	5	10	15	20	25	30
Cilt Dozu (%)	80	78	85	90	92	92	95

Tablo 4.1'de %DD grafiklerinden elde ettiğimiz D_{max} , R_p , R_{50} , R_{80} , $E_{p,0}$ ve E_0 (mean) enerji değerleri, elektron enerjisinin artmasıyla arttıkları, Tablo 5.2'de belirtilen TPS Verilerimiz, Saw C.B. ve ark.nın (19) yaptığı çalışmadaki veriler ile uyumlu olduğu gözlemlendi.

Bu çalışmada 6, 9 ve 12 MeV enerjili elektronların 10x10 cm² alanda 100, 105, 110 ve 115 cm SSD'lerde x ve y yönündeki ölçülen alan profil grafikleri (Şekil 4.13 - 4.36) ile

Joanna Cygler ve arkadaşlarının (32) çalışması ile uyumlu olarak geniş SSD eğrilerinde ışının flatness (düzgünlük) değerlerinde düşüş ve penumbra değerlerinde artış olduğu görüldü.

T.Arunkumar ve arkadaşları (30) tarafından çalışılan Tablo 5.4'deki 10x10 cm² alan ve 6 MeV enerji için değişken SSD'lerde (100, 105, 110 ve 115 cm) Flatness (düzgünlük), Simetri ve penumbra değerlerini kendi verilerimizle (Şekil 4.13, 4.14, 4.15, 4.16, 4.17, 4.18, 4.19 ve 4.20) karşılaştırdığımızda birbirlerine uyumlu bulundu. Aynı zamanda American Association of Physicists in Medicine (AAPM) protokolü (33), klinik kullanım için elektron dozimetrisinde tolerans sınırlarını, simetri ve düzgünlük için \pm %3; enerji için \pm % 2 ve mesafe için ise \pm 2 mm olarak belirtmiştir. Bu protokol içinde verilerimiz tolerans sınırları içerisinde bulundu.

Tablo 5.4. 4x4, 10x10 cm² alan ve 6 MeV enerji için değişken SSD'lerde Flatness, Simetri ve penumbra değerleri

SSD	4X4 cm ²			10x10 cm ²		
	Symmetry (%)	Flatness (cm)	Penumbra (cm)	Symmetry (%)	Flatness (cm)	Penumbra (cm)
100	100.2	0.79	1.10	1.13	101.2	0.83
104	100.1	0.93	1.28	1.24	100.4	0.88
108	100.4	1.05	1.55	1.50	100.7	1.10
110	100.1	1.16	1.69	1.63	100.4	1.21
115	100.0	1.28	2.01	1.97	100.3	1.52
120	100.0	1.32	2.33	2.31	100.5	1.81

Sonuç olarak farklı enerji ve farklı SSD değerlerinde ölçülen doz dağılım parametreleri, bu alanda kullanılan uluslararası protokollerle karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Alınan veriler tolerans sınırları içerisinde değilse, hastalara verilecek doz, gereğinden daha az veya daha fazla olabilir. Tedavide doğru bir hesaplama yapabilmesi, tedavinin güvenilirliği ve kalitesi için her bir lineer akseleratör cihazında, elektron demetlerinin bütün dozimetrik parametrelerinin detaylı bir şekilde ölçülmesi gerekmektedir.

6. KAYNAKLAR

1. Sharma S. C., Johnson M. W., Gossman M. S., Practical Considerations For Electron Beam Small Field Size Dosimetry, Medical Dosimetry 2005; Vol. 30(2), 104-106.
2. Uzal C., Kanserde Işınlama Teknikleri, Öncü Limited Yayınevi, Ankara; 1995.
3. HONGSTROM K.R, “Clinical electron beam dosimetry: Basic dosimetric data,” in Advances in Radiation Oncology Physis, Dosimetry, Treatment Planning, and Brachytherapy, AAPM Monograph No.19, edited by J.A. Purdy, 390-429, 1992.
4. IAEA. PODGORSK E.B. Technical editor, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna; 2005.
5. KHAN F. M., The Physics of Radiation Therapy, The 3rd Editon, Minnesota: Williams & Wilkins, 2003.
6. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektron>
7. Madcalse, P., Kron, T.and Hoban, P. 2002. The Physics Of Radiotherapy X-Ray From Linear Accelerators. Medical Physics Publishing, 493, Madison Wiscansin.
8. Klevenhagen S.C. Physics of Electron Beam Therapy. Bristol: Adam Hilger Ltd., in collaboration with the Hospital Physicist' Association; 1985.
9. Khan, F.M.1994. The Physics of Radiation Therapy.USA. Second Edition; 51-57
10. Podgorsak E.B. Radiation Physics for Medical Physicists. Berlin: Springer; 2006.
11. ICRU. Report No.35. Radiation dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV. Bethesda; 1984.

12. IAEA. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. An international Code of Practice for Dosimetry. Thecnical Report Series No.277. Vienna;1987.
13. Günhan B., Karaçam S.Ç., Koca A., Demir B., Emre D., Akin N. Depth Dose Characteristics of Electron Beams at Extended SSD. *Physica Medica*. 2005 Vol. XXI, N. 2: 75-80
14. Clifford Chao K.S., Perez C.A., Brady L.W. ed. Gemici C., Mayadagli A., Parlak C. çevirici editörler. *Radyasyon Onkolojisi: Tedavi Kararları*. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri Ltd. Şti; 2004.
15. Günhan B., Kemikler G., Koca A. Determination of surface dose and the effect of bolus to surface dose in electron beams. *Med. Dosimetry* 2003; Vol. 28, No. 3: 193-198
16. O'Brien P., Micheals H.B., Aldrich J.E. and Andrew J.W. Characteristics of electron beams from a new 25-MeV linear accelerator. *Med.Phys.* 1985; 12 (6): 799-805.
17. Cassidy J., Bisset D., Obe R., *Oxford Handbook of Oncology*, Newyork; 2002.
18. RAJASEKAR D, DATTA N.R, MARIA DAS K. J, AYYAGARI S. Electron beam therapy at extended SSDs: an analysis of output correction factors for a Mitsubishi linear accelerator. *Physics in Medicine and Biology* :47 3301-3311, 2002.
19. SAW C B, AYYANGAR K M, PAWLICKI T, KORB L J. Dose distribution considerations of medium energy electron beams at extended source to surface distance. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*: 32, 159-164, 1995
20. DAS I J, MCGEE K P. Electron beam characteristics at extended treatment distances. *Medical Physics* :22 (10); 1667-1674, 1995.
21. POHLIT W. *Dosimetrie Zur Betatrontherapie*. Stuttgart: Verlag, 1965.
22. SHRODER-BABO P. Determination of the virtual electron source of a betatron. *Acta Radiologica* ;364, 7, 1983.
23. MEYER JA, PATLA JR, HONGSTROM KR. Determination of relatively new electron dosimetry measurement techniques on Mevatron 80. *Medical Physics* ;11:670, 1984.
24. JAMSHIDI A, KUCHNIR FT, REFT SC. Determination of the source position fort he electron beam from a high-energy linear accelerator. *Medical Physics* ;13:942, 1986.
25. KHAN FM, SEWCHAND W, LEVITT SH. Effect of air space on depth dose in electron beam therapy. *Radiology* ;126:249, 1978.
26. Jhons, H.E., Cuningham,J.R.,*Physics of Radiology*, Thomas Books, Illionis. 1983

27. Varian. Clinac Instructions for Use (P/n 1102903-07), 2005.
28. PTW Water phantom Installation Manual 2004 PTW-Freiburg 2004
29. PTW Ionizing Radiation Detectors 2006/2007 PTW-Freiburg 2006
30. T.Arunkumar, Sanjay S.S, M.ravikumar, S. Sathiyam, K.M. Ganesh, C. Varatharaj. Electron beam characteristics at extended source to surface distance for a Clinac-DHX linear accelerator. Pol J Med Phy Eng 2009; 15(3): 121-133
31. Lillicrap S C. Electron Beam. BJR Suppl. 1996; 25:110-119
32. CYGLER J., X ALLEN LI, GEORGE X DING and LAWRENCE E. Practical approach to electron beam dosimetry at extended SSD. Physics in Medicine and Biology 42 1505–1514 (1997).
33. Report of Task Group No:25. Radiation Therapy Committee, AAPM Report No:32, '' Clinical Electron Beam Dosimetry''. 1991

ÖZ GEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Şamil ARDUÇ
Uyruğu: Türkiye (TC)
Doğum Tarihi ve Yeri: 14 Temmuz 1984, Sivas
Medeni Durumu: Bekâr
email: samilarduc@yahoo.com.tr

EĞİTİM

Derece	Kurum	Tarih
Yüksek Lisans	EÜ Sağlık Bilimler Enstitüsü	2009-2011
Dil Eğitimi	Malvernhouse Language school, London, England	2008-2009
Lisans	TÜ Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik	2003-2007
Lise	Şehremini Anadolu Lisesi, İstanbul	1999-2003
Ortaokul	Altınyıldız İ.Ö.O, İstanbul	1996-1999
İlkokul	Kocaragıppaşa İ.Ö.O, İstanbul	1991-1996

YABANCI DİL

İngilizce (ileri seviyede)

KONGRE VE KURSLAR

1. Uluslararası Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Girne, Kıbrıs, Nisan 2010
2. IAEA Protokol Kursu, İstanbul, Mayıs 2010