

**T.C.
MANİSA CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI
NÜKLEER FİZİK BİLİM DALI**

**KÜÇÜK ALAN RADYOTERAPİ TEDAVİSİNDE KULLANILAN
YÜKSEK ENERJİLİ IŞINLARIN SU ORTAMINDAKİ DOZ
DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ**

Görkem AYDOĞDU

**Danışman
Doç. Dr. Gültekin YEĞİN**



MANİSA-2022

Görkem
AYDOĞDU

**KÜÇÜK ALAN RADYOTERAPİ TEDAVİSİNDE KULLANILAN YÜKSEK
ENERJİLİ IŞINLARIN SU ORTAMINDAKİ DOZ DAĞILIMLARININ
İNCELENMESİ**

2022

TEZ ONAYI

Görkem AYDOĞDU tarafından hazırlanan "**Küçük Alan Radyoterapi Tedavisinde Kullanılan Yüksek Enerjili Işınlardan Su Ortamındaki Doz Dağılımlarının İncelenmesi**" adlı tez çalışması 18/07/2022 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri önünde Manisa Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Fizik Anabilim Dalı**'nda **DOKTORA TEZİ** olarak savunulmuş ve **oybirliği** ile başarılı olarak kabul edilmiştir.

TAAHHÜTNAME

Bu tezin Manisa Celal Bayar Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nde, akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

Görkem AYDOĞDU

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER	I
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	III
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IV
TABLO DİZİNİ	VIII
TEŞEKKÜR.....	IX
ÖZET.....	X
ABSTRACT.....	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Radyoterapi	7
2.1.1. Harici Radyoterapi	7
2.2. Küçük Alan Radyoterapisi	8
2.2.1. Küçük Alanlar için Dozimetri Yöntemi ve Fiziği.....	8
2.2.1.1. Küçük Alanlarda Tedavi Alan Boyutunun Tanımlaması.....	9
2.2.1.2. Tedavi Alan Boyutunun Küçük Alan Şartları.....	11
2.3. Yüklü Parçacık Dengesi.....	13
2.4. Radyasyonun Cilt Üzerindeki Etkisi.....	14
2.5. Harici Radyoterapide Doz Hesaplama Algoritmaları	15
2.6. Bilgisayar Tabanlı Algoritmalarla Radyoterapi Doz Hesabı	17
2.6.1. Monte Carlo Parçacık Transportu	17
2.6.2. EGSnrc Kod Sistemi ve DOSXYZnrc Kodu	18
2.7. Doz Hesaplamalarında Voksel Boyut Etkileri	20
3. MATERYAL VE YÖNTEMLER.....	24
3.1. Birinci Aşama Çalışmalar	24
3.2. İkinci Aşama Çalışmalar	24
3.3. Üçüncü Aşama Çalışmalar	25
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	29
4.1. Birinci Aşama Çalışma Sonuçları	31
4.1.1. 1 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğe Kadar Farklı Tedavi Alanlarında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	31
4.1.2. 1 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 0.5x0.5 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	32
4.1.3. 1 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 1x1 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	36
4.1.4. 1 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 2x2 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	39
4.1.5. 1 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 3x3 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	43

4.2. İkinci Aşama Çalışma Sonuçları.....	47
4.2.1. 2 MeV, 4 MeV, 6 MeV, 8 MeV ve 10 MeV Foton Enerjilerinde 0.1 cm Derinliğe Kadar Farklı Tedavi Alanlarında Elde Edilen Hesaplama Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları	47
4.2.2. 2 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 0.5x0.5 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	50
4.2.3. 4 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 0.5x0.5 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	53
4.2.4. 6 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 0.5x0.5 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	57
4.2.5. 8 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 0.5x0.5 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	60
4.2.6. 10 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 0.5x0.5 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	64
4.2.7. 2 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 3x3 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	67
4.2.8. 4 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 3x3 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	70
4.2.9. 6 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 3x3 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	74
4.2.10. 8 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 3x3 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	77
4.2.11. 10 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 3x3 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	80
4.3. Üçüncü Aşama Çalışma Sonuçları.....	85
4.3.1. 4 MV Kaynak Spektrumunda 0.1 cm Derinliğe Kadar 0.5x0.5 cm ² ve 3x3 cm ² Tedavi Alanlarında Farklı Tedavi Alanlarında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları	85
4.3.2. 4 MV Kaynak Spektrumunda 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 0.5x0.5 cm ² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	86
4.3.3. 4 MV Kaynak Spektrumunda 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 3x3 cm ² Tedavi Alanında Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları.....	90
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	94
KAYNAKLAR	98
ÖZGEÇMİŞ	102

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAA	Analytical Anisotropic Algorithm (Analitik Anizotropik Algoritma)
AAPM	American Association of Physicists in Medicine (Amerikan Tıp Fizikçiler Derneği)
CCC	Collapsed Cone Convolution
EGS	Electron Gamma Shower
EGSnrc	Electron Gamma Shower National Research Center of Canada
FHWM	Full Width at Half Maximum (Yarı Maksimumdaki Tam Genişlik)
IAEA	International Atomic Energy Agency (Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu)
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements (Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi)
ICRP	International Commission on Radiological Protection (Uluslararası Radyolojiksel Korunma Komitesi)
IMRT	Intensity Modulated Radiotherapy (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi)
LCPE	Lateral Charged Particle Equilibrium (Yanal Yüklü Parçacık Dengesi)
MC	Monte Carlo
MLC	Multi Leaf Colimator (Çok Yapraklı Kolimatör)
PDD	Percentage Depth Dose (Yüzde Derin Doz)
PTV	Planning Target Volume (Planlanan Hedef Hacim)
SRS	Stereotactic Radiosurgery (Stereotaktik Radyocerrahi)
SBRT	Stereotactic Body Radiation Therapy (Stereotaktik Beden Radyoterapisi)
TG-155	Task Group No.155 (TG-155 Görev Grubu)
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TRS-483	Technical Report Series No: 483 (Teknik Rapor Serisi No: 483)
VMAT	Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavisi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Yüklü parçacık dengesi ile bir derinlikte küçük alanlar için yanal demet profilinin FWHM üzerinde penumbraların örtüşmesinin etkisi [1]	10
Şekil 2.2. Kaynağın kapanma etkisinin sistematik sunumu [9]	12
Şekil 2.3. Radyoterapi sırasında ciltte görülen yan etkiler [56]	15
Şekil 2.4. EGSnrc programının çalışma şeması. Bu şemada kodun iki kısmı ve bu alanlarda bulunan değişmez bilgiler ve alt programlar bulunmaktadır [39]	19
Şekil 2.5. Fantom içerisinde oluşturulan çeşitli voksel modellemeleri [20]	20
Şekil 2.6. Vokselin ΔV , temsili hacim gösterimi	21
Şekil 2.7. Voksel boyutunun büyük olması halinde voksel içerisindeki doz değişimi	22
Şekil 3.1. Hesaplamalarda modellenen fantomda farklı voksel boyutları için seçilen çalışma hacim bölgesinin şematik gösterimi	25
Şekil 3.2. Hesaplamalarda kullanılan homojen su fantomu için kullanılan voksel boyutlarında fantoma dik açıyla gelen foton kaynağının temsili görüntüsü (çizim ölçeksizdir.)	26
Şekil 4.1. DOSXYZnrc ile oluşturulan çoklu dikdörtgensel fantom için elde edilen derinliğe bağlı gelen akı başına doz değişimi ve literatürdeki çalışmalar ile karşılaştırılması	30
Şekil 4.2. $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $0.004 \times 0.02 \times 0.004 \text{ cm}^3$, $0.008 \times 0.02 \times 0.008 \text{ cm}^3$ ve $0.01 \times 0.01 \times 0.01 \text{ cm}^3$ voksel boyutlarında $z=0.007 \text{ cm}$ derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	31
Şekil 4.3. $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $0.004 \times 0.02 \times 0.004 \text{ cm}^3$, $0.008 \times 0.02 \times 0.008 \text{ cm}^3$ ve $0.01 \times 0.01 \times 0.01 \text{ cm}^3$ voksel boyutlarında $z=0.007 \text{ cm}$ derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	32
Şekil 4.4. $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	33
Şekil 4.5. $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $z=1 \text{ cm}$ derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	34
Şekil 4.6. $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları	34
Şekil 4.7. $1 \times 1 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	36
Şekil 4.8. $1 \times 1 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $z=0.2 \text{ cm}$ derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	37
Şekil 4.9. $1 \times 1 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $z=1 \text{ cm}$ derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	37
Şekil 4.10. $1 \times 1 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları	38
Şekil 4.11. $2 \times 2 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	40
Şekil 4.12. $2 \times 2 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $z=0.4 \text{ cm}$ derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	40
Şekil 4.13. $2 \times 2 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $z=1 \text{ cm}$ derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	41
Şekil 4.14. $2 \times 2 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları	41

Şekil 4.15. 3x3 cm ² tedavi alanında z=0.1cm derinliğinde vksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları.....	43
Şekil 4.16. 3x3 cm ² tedavi alanında z=0.4 cm derinliğinde vksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları.....	44
Şekil 4.17. 3x3 cm ² tedavi alanında z=1 cm derinliğinde vksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	44
Şekil 4.18. 3x3 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=1cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları.....	45
Şekil 4.19. Foton enerjisi 2 MeV, 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında 0.004x0.02x0.004 cm ³ , 0.008x0.02x0.008 cm ³ ve 0.01x0.01x0.01 cm ³ vksel boyutlarında z=0.007 cm derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	48
Şekil 4.20. Foton enerjisi 2 MeV, 3x3 cm ² tedavi alanında 0.004x0.02x0.004 cm ³ , 0.008x0.02x0.008 cm ³ ve 0.01x0.01x0.01 cm ³ vksel boyutlarında z=0.007 cm derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	48
Şekil 4.21. Foton enerjisi 10 MeV, 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında 0.004x0.02x0.004 cm ³ , 0.008x0.02x0.008 cm ³ ve 0.01x0.01x0.01 cm ³ vksel boyutlarında z=0.007 cm derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	49
Şekil 4.22. Foton enerjisi 10 MeV, 3x3 cm ² tedavi alanında 0.004x0.02x0.004 cm ³ , 0.008x0.02x0.008 cm ³ ve 0.01x0.01x0.01 cm ³ vksel boyutlarında z=0.007 cm derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	49
Şekil 4.23. 2 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	50
Şekil 4.24. 2 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	51
Şekil 4.25. 2 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	51
Şekil 4.26. 2 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları.....	52
Şekil 4.27. 4 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	54
Şekil 4.28. 4 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	54
Şekil 4.29. 4 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	55
Şekil 4.30. 4 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları.....	55
Şekil 4.31. 6 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	57
Şekil 4.32. 6 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	58
Şekil 4.33. 6 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	58
Şekil 4.34. 6 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları.....	59
Şekil 4.35. 8 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	61
Şekil 4.36. 8 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	61
Şekil 4.37. 8 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	62

Şekil 4.38. 8 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları	62
Şekil 4.39. 10 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	64
Şekil 4.40. 10 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	65
Şekil 4.41. 10 MeV foton enerjisinde 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları	65
Şekil 4.42. 2 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	67
Şekil 4.43. 2 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	68
Şekil 4.44. 2 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	68
Şekil 4.45. 2 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları	69
Şekil 4.46. 4 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	71
Şekil 4.47. 4 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	71
Şekil 4.48. 4 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	72
Şekil 4.49. 4 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları	72
Şekil 4.50. 6 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	74
Şekil 4.51. 6 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	75
Şekil 4.52. 6 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	75
Şekil 4.53. 6 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları	76
Şekil 4.54. 8 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	78
Şekil 4.55. 8 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	78
Şekil 4.56. 8 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları	79
Şekil 4.57. 10 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	81
Şekil 4.58. 10 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	81
Şekil 4.59. 10 MeV foton enerjisinde 3x3 cm ² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları	82
Şekil 4.60. 4 MV kaynak spektrumunda 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında 0.004x0.02x0.004 cm ³ , 0.008x0.02x0.008 cm ³ ve 0.01x0.01x0.01 cm ³ voksel boyutlarında z=0.007 cm derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	85
Şekil 4.61. 4 MV kaynak spektrumunda 3x3 cm ² tedavi alanında 0.004x0.02x0.004 cm ³ , 0.008x0.02x0.008 cm ³ ve 0.01x0.01x0.01 cm ³ voksel boyutlarında z=0.007 cm derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	86

Şekil 4.62. 4 MV kaynak spektrumunda 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vokal boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	87
Şekil 4.63. 4 MV kaynak spektrumunda 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vokal boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	87
Şekil 4.64. 4 MV kaynak spektrumunda 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vokal boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları ..	88
Şekil 4.65. 4 MV kaynak spektrumunda 0.5x0.5 cm ² tedavi alanında vokal boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları	88
Şekil 4.66. 4 MV kaynak spektrumunda 3x3 cm ² tedavi alanında vokal boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	90
Şekil 4.67. 4 MV kaynak spektrumunda 3x3 cm ² tedavi alanında vokal boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	91
Şekil 4.68. 4 MV kaynak spektrumunda 3x3 cm ² tedavi alanında vokal boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları	91
Şekil 4.69. 4 MV kaynak spektrumunda 3x3 cm ² tedavi alanında vokal boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları.....	92

TABLO DİZİNİ

Sayfa

Tablo 4.1. 1 MeV foton enerjisi için kullanılan tedavi alanına göre farklı derinliklerdeki ideal vöksel kenar uzunluk değeri.....	47
Tablo 4.2. 0.5x0.5 cm ² tedavi alanı için kullanılan farklı enerji ve derinliklerdeki ideal vöksel kenar uzunluk değeri	84
Tablo 4.3. 3x3 cm ² tedavi alanı için kullanılan farklı enerji ve derinliklerdeki ideal vöksel kenar uzunluk değeri	84

TEŞEKKÜR

Bu araştırmada yer alan tüm/kısmi nümerik hesaplamalar TÜBİTAK ULAKBİM, Yüksek Başarım ve Grid Hesaplama Merkezi'nde (TRUBA kaynaklarında) gerçekleştirilmiştir.

Doktora çalışmamın her aşamasında desteğini hiçbir zaman esirgemeyen bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren, lisans eğitimimden itibaren her yönüyle kendime örnek aldığım, çok kıymetli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Gültekin YEĞİN' e yürekten teşekkür ederim.

Bilgi ve tecrübeleriyle her zaman destek olan tez izleme komitesi hocalarım Sayın Prof. Dr. İsmail MARAŞ' a ve Sayın Prof. Dr. Müslim Murat SAÇ' a,

Manisa Celal Bayar Üniversitesi Radyasyon Araştırmaları ve Medikal Fizik Laboratuvarında (RADMEF) birlikte çalıştığım desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen değerli arkadaşlarım Dr. Öğr. Üyesi Serhat ARAS' a, Arş. Gör. Dr. Sibel SARIAYDIN' a ve Ramazan GÜMÜŞ' e,

Hayatımın her anında yanımda olan bana maddi ve manevi destek olan, başta çok değerli eşim Damla AYDOĞDU ve yaşam kaynağım olan çocuklarım olmak üzere sevgili aileme sonsuz teşekkür ederim.

Görkem AYDOĞDU
Manisa, 2022

ÖZET

Doktora Tezi

Küçük Alan Radyoterapi Tedavisinde Kullanılan Yüksek Enerjili Işınlardan Su Ortamındaki Doz Dağılımlarının İncelenmesi

Görkem AYDOĞDU

Manisa Celal Bayar Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Gültekin YEĞİN

Bu çalışmanın amacı, küçük alan radyoterapi uygulamalarında, tedavi planlama sistemi (TPS)'nde Monte Carlo tabanlı doz hesaplama algoritmalarının daha doğru doz tahminlemesi yapabilmelerine yönelik olarak voksel boyut etkilerinin araştırılmasıdır. Bu tez çalışmasında, cilt dokusunda ve deri altındaki yüzeye yakın bölgelerde doz dağılımları hesaplanarak voksel boyut etkileri incelendi. Tedavi alanı boyutu, ortam materyali ve foton enerjisi gibi fiziksel parametreler TPS'deki durumlar dikkate alınarak belirlendi. Doz hesaplamaları üç ayrı aşamada gerçekleştirildi. Bütün aşamalarda, EGSnrc Monte Carlo kodu tabanlı DOSXYZnrc kullanıcı kodu kullanıldı ve hasta vücudu 30x30x5 cm³ hacimli homojen bir su fantomu olarak kabul edildi. Doz dağılımları, farklı tedavi alanı boyutları, voksel boyutları ve foton enerjileri için z=1.0 cm'ye kadar farklı derinliklerde, yatayda ve X-ışını gelme doğrultusundaki düzlemde değişik senaryolarda ayrı ayrı hesaplandı. Birinci aşamada elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, 1 MeV foton enerjisinde ideal voksel kenar uzunluk değerinin, alan boyutuna ve derinliğe bağlı olarak dikkate değer ölçüde değiştiği ortaya konuldu. İkinci aşamada 0.5x0.5 cm² ve 3x3 cm² tedavi alanlarında ve farklı foton enerjileri (2-10 MeV) için 1.0 cm derinliğe kadar farklı noktalardaki doz değerleri hesaplandı. İdeal voksel büyüklüklerinin, alan boyutuna, gelen foton enerjisine ve derinliğe bağlı olarak önemli şekilde değiştiği bulundu. Üçüncü aşamada 4 MV'lik bir hızlandırıcı başlığından çıkan X-ışını spektrumu için 0.5x0.5 cm² ve 3x3 cm² tedavi alanlarında doz hesaplamaları ayrı ayrı gerçekleştirildi. Monoenerjitik ve spektrum foton kaynakları kullanılarak elde edilen doz değerlerinin farklı olmasına rağmen ideal voksel kenar uzunluk değerlerinin birbirleriyle aynı olduğu gösterildi. Monte Carlo tekniği kullanılarak yapılan tüm hesaplamalarda ve her bir tedavi alanı için seçilen enerji ve geometri koşullarında 0.1 cm derinliğe kadar 0.01 cm voksel kenar uzunluk değerinin kullanılabilecek yatay düzlemdeki ideal voksel boyutu olduğu sonucuna varıldı. Küçük alanlar için güvenle kullanılabilecek voksel kenar uzunluk değerinin, hem spektrum hem de monoenerjitik foton kaynakları için, gelen foton enerjisi, tedavi alanının büyüklüğü ve derinlik değerlerindeki artışa bağlı olarak, daha büyük uzunluklarda seçilebileceği gösterildi. Geometri koşullarına göre tedavi alanı genişliği, gelen foton enerjisi ve derinliğe bağlı ideal voksel kenar uzunluk değerleri tablolar halinde sunuldu. Bu tablolarda detaylı olarak yer alan verilerin klinik kullanımda dikkate alınmaları halinde doz değerlerinin daha kesin bir şekilde hesaplanabileceği ve buna bağlı olarak da tedavi sonrasında hastalarda ortaya

ıkabilecek hayati yan etkilerin önlenmesinde önemli katkı sağlanabileceği sonucuna varıldı.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, Monte Carlo, DOSXYZnrc, Küçük Alan Dozimetrisi, Cilt Dozu, Voksel Boyut Etkisi

2022, 103 sayfa

ABSTRACT

PhD Thesis

Investigation of Dose Distributions of High Energy Beams Used in Small Field Radiotherapy Treatment in Water Medium

Görkem AYDOĞDU

**Manisa Celal Bayar University
Graduate School of Applied and Natural Sciences
Department of Physics**

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Gültekin YEĞİN

The aim of this study is to investigate the voxel size effects of Monte Carlo-based dose calculation algorithms in small field radiotherapy applications and treatment planning system (TPS) for more accurate dose estimation. In this thesis study, voxel size effects were investigated by calculating dose distributions in skin tissue and subcutaneous field close to the surface. Physical parameters such as treatment field size, media material and photon energy were determined by considering the conditions in their TPS. Dose calculations were carried out in three separate stages. In all stages, the EGSnrc Monte Carlo code-based DOSXYZnrc user code was used and the patient's body was considered as a homogeneous water phantom with a volume of $30 \times 30 \times 5 \text{ cm}^3$. Dose distributions were calculated separately in different scenarios for different treatment field sizes, voxel sizes and photon energies at different depths up to $z=1.0 \text{ cm}$, horizontally and in the plane in the X-ray incident direction. When the results obtained in the first stage were evaluated, it was revealed that the ideal voxel edge length value at 1 MeV photon energy varies considerably depending on the field size and depth. In the second stage, dose values were calculated in $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ and $3 \times 3 \text{ cm}^2$ treatment areas and at different points up to 1.0 cm depth for different photon energies ($2\text{-}10 \text{ MeV}$). Ideal voxel sizes were found to vary significantly depending on field size, incident photon energy and depth. In the third stage, dose calculations were carried out separately for the X-ray spectrum emanating from a 4 MV accelerator head in $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ and $3 \times 3 \text{ cm}^2$ treatment areas. Although the dose values obtained using monoenergetic and spectrum photon sources are different, the ideal voxel edge length values were shown to be the same. It was concluded that 0.01 cm voxel edge length value up to 0.1 cm depth is the ideal voxel size in the horizontal plane that can be used in all calculations using the Monte Carlo technique and under the selected energy and geometry conditions for each treatment area. It has been shown that the voxel edge length value that can be used safely for small field can be selected for larger lengths for both spectrum and monoenergetic photon sources, depending on the increase in the incident photon energy, the size of the treated area and the depth values. According to the geometry conditions, the treatment area width, incident photon energy and ideal voxel edge length values depending on the depth were presented in tables. It was concluded that if the data in these tables in detail are taken into account in clinical use, dose values can be calculated more precisely, and accordingly, a significant contribution can be made to the prevention of vital side effects that may occur in patients after treatment.

Keywords: Radiotherapy, Monte Carlo, DOSXYZnrc, Small field Dosimetry, Skin Dose, Voxel Size Effect

2022, 103 pages

1. GİRİŞ

Harici radyoterapi günümüzde hastanelerde sıkça kullanılan bir kanser tedavisi yöntemidir. Bu tedavi yönteminde kaynaktan çıkan yüksek enerjili ışınların demet doğrultusu dışında minimum miktarda saçılarak, derin yerleşimli tümörlere doğrudan ulaşması hedeflenir. Böylece radyoterapinin temel ilkesi olan sağlıklı hücrelerin korunması daha fazla sağlanabilmektedir. Radyoterapi için kullanılan 4 cm' den küçük çaplı radyasyon alanları küçük foton alanları olarak kabul edilir. Harici radyoterapi uygulamasında farklı standartları olan Cyberknife, Gammaknife, Tomoterapi gibi Stereotaktik Radyocerrahi (ing. Stereotactic Radiosurgery (SRS)), Stereotaktik Beden Radyoterapisi (ing. Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT)) ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (ing. Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT)) yöntemleri, küçük tedavi alanlarını kullanırlar. Bu uygulamalarda hedef hacme mümkün olan en yüksek doz verilirken kritik doku ve organların da belirli bir eşik değerini aşmadan minimum düzeyde radyasyon dozuna maruz kalmalarının sağlanması hedeflenir [1, 2, 3].

Küçük tedavi alanlarıyla uygulanan radyoterapide doz ölçümleri, konvensiyonel demetlerle kıyaslandığında daha karmaşık ve zordur. Bunun nedeni, küçük alan dozimetrisi sırasında tedavi alan boyutuyla karşılaştırılabilir büyüklükteki kolimatör sistemi içerisinde geçerek yansıyan ikincil elektronların yol uzunluğunun bir sonucu olarak meydana gelen elektronik denge dışı şartların ortaya çıkmasıdır. Doz hesaplanmasındaki diğer bazı dozimetrik zorluklar ise durdurma gücü oranlarındaki değişimleri içeren elektron spektrumunun varyasyonları, alan boyutlarının karşılaştırılabilir boyutları için küçük dedektörlerin mevcudiyeti, penumbra' nın üst üste gelmesine sebebiyet veren demet kaynağının kısmi bloklanması ve yüklü parçacık dengesinin kaybı olarak sayılabilir. Düşük yoğunluklu homojen olmayan ortamların varlığı durumunda uzayan elektron menzilleri nedeniyle doz hesaplamaları daha da karmaşık hale gelebilmektedir. Küçük alanların dozimetrisinde kullanılan radyasyon dedektörlerinin boyutlarının bir dereceye kadar büyük olması nedeniyle, genellikle böyle bir durumda ortamdaki yük dengesi bozulmakta ve bu durum ölçüm hatalarını pertürbe edici yönde etki etmektedir [4, 5, 6, 7]. Bundan dolayı standart radyoterapi uygulamalarında kullanılan dozimetri yöntemleri, küçük alan uygulamalarında hem mutlak hem de bağıl doz belirlemesi için daha büyük hata değerleri içerir.

Literatürde yapılan bir çalışmada, küçük alanın çıkış faktörlerinin ölçümleri için uygun olmayan dedektörün kullanımı, mikro Çok Yapraklı Kolimatör (ing. Multi Leaf Colimator (MLC)) ile tanımlanan foton demetleri için 145 hastada kazara aşırı doz almalarına neden olduğu raporlanmıştır [8]. Fransa’da ortaya çıkan soruşturmada farklı merkezlerde Varian Clinac Lineer Hızlandırıcı modelleri için $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ tedavi alanında aynı ölçüm şartlarında (6 MV foton demetleri, mikro MLC tipi, kaynaktan yüzeye olan mesafe, derinlik, dedektörün tipi ve yönelimi) için ölçülen demet verilerinin karşılaştırılmasında dedektörün düzeltme faktörü kullanılmadığında çıkış oranlarında %15’ e kadar farklılıklar ortaya çıkmıştır [8]. Benzer bir kazada 2010 yılında Amerika Birleşik Devletleri’nin Missouri eyaletinde yaşanmıştır. 5 yıl boyunca 76 hastaya mikro MLC’ ler kullanılarak yapılan tedavide reçete edilen dozun %50’ si kadar fazla doz verildiği anlaşılmıştır [9, 10].

Dolayısıyla bu tür radyasyon kazaları, küçük alan dozimetrleri için tam olarak uygun bir metodoloji olmadığını gösterdi. Bu durum önüne geçilmesi amacıyla literatürde son olarak 2021 yılında Amerikan Tıp Fizikçiler Derneği (ing. American Association of Physicist in Medicine (AAPM)) Görev Grubu No.155 (ing. Task Group No.155 (TG-155)) raporu ile küçük enerjili MV mertebesindeki foton demetlerinde bağıl dozu belirlemek için öneriler ortaya konulmuş ve dedektöre bağlı spesifik düzeltme faktörlerini uygulamak için bir çerçeve tanımlanmıştır. Bu rapor, küçük alanlarda özel tedavi prosedürleri sıkça kullanıldığından 6 MV veya daha küçük enerjili hızlandırıcıdan gelen demetler için küçük radyasyon alanlarında yüzde derin doz ve demet profilleri gibi çıkış faktörlerinin ölçümüne rehberlik etmesinin yanı sıra çeşitli tavsiyeler sağlamaktadır [11]. Küçük alan dozimetrleri ile ilgili bu son gelişmelerle birlikte $4 \times 4 \text{ cm}^2$ den küçük alan boyutları için hem doz ölçümlerinde hem de doz hesaplamalarında özel bir dikkate ihtiyaç duyulduğu gösterilmiş olmaktadır. Bu nedenle ölçüm düzeneği kullanılarak uygun dedektör ile elde edilen ölçümlerin Tedavi Planlama Sistemi (TPS)’ nde kullanılmasının Monte Carlo (MC) parçacık transportu algoritmaları gibi hassas doz hesaplamaya izin veren yöntemlerle karşılaştırılması son derece önemlidir. Literatürde küçük alanlar ile ilgili yapılmış çeşitli çalışmalar mevcuttur.

Sham ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, 6 MV enerjili lineer hızlandırıcıya bağlı özel kolimatörlerle 1.5 mm, 3 mm ve 5 mm çaplı alanlar ile 2×2

cm², 5x5 cm² ve 10x10 cm² boyutlarındaki kare alan tipindeki küçük çaplı X-ışını demetlerinin su ortamındaki demet profilleri ve Yüzde Derin Doz (ing. Percentage Depth Dose (PDD)) dağılımları üzerindeki fokal spot boyutunun etkisini MC hesaplamalarıyla incelemiştir [12].

Scott ve ark. fokal spot boyutunda yapılan değişikliklerin küçük alan boyutundaki hesaplamalarda birtakım değişimlere sebep olduğunu, elektron spot boyutuyla hem penumbra genişliğinin hem de çıkış faktörlerindeki değişimin etkilendiğini kaydetmişlerdir. Bununla ilgili olarak penumbra bölgelerinde 0.5 mm voksel kullanılmış ve elektron spot boyutu ile voksel boyutları değiştirilerek hesaplamalar yapılmıştır [13].

Aarup ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada ise stereotaktik radyoterapide tümörlü akciğere ilişkin ortamın yoğunluğu değiştirilmiş bu durumun değişik radyoterapi doz hesaplama metotları üzerine etkileri incelenmiştir. Bu çalışmada, diğer doz hesaplama algoritmalarının performansı MC hesaplamalarıyla karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Analitik Anizotropik Algoritma (ing. Analytical Anisotropic Algorithm (AAA)) ve Collapsed Cone Convolution (CCC) algoritmalarının MC yöntemine bir alternatif olabileceği gösterilmiştir. Aynı çalışmada, alan boyutu azaldıkça yöntemler arasında farklılıklar meydana geldiğini göstermiş ve ayrıca önceki çalışmalara uygun olarak heterojenliğin yoğunluğunun azalması, demet enerjisi artması ve alan boyutunun azalması durumlarında hesaplanan dozda ortaya çıkan hataları göstermişlerdir [14].

Almberg ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, 6 ve 15 MV Elekta lineer hızlandırıcısında MC yöntemi ile demet parametreleri değişik alan boyutları ve biçimleri için incelenmiş, özellikle penumbra bölgesindeki doz dağılımlarını doğru hesaplamak için elektron enerjisi, elektron demetinin radyal yoğunluğu ve elektron demetinin açılal yayılımının belirlenmesi gerektiği açıklanmıştır [15].

Yarahmadı ve ark., standart bir lineer hızlandırıcı başlığı üzerinde düzleştirici filtrenin olmadığı durumda doza sağladığı katkırı küçük alanlar için araştırmış, farklı küçük alan boyutlarında radyolojik penumbra, PDD ve profil üzerinde düşük enerjili foton kullanımının etkisini MC simülasyonu kullanarak değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada düzleştirici filtre kaldırıldığı zaman 5, 10, 15, 20 mm alan boyutları için

penumbra genişliğinin sırasıyla 0.5, 0.3 ve 0.2 mm (15 ve 20 mm alan boyutları için) azaldığını, foton akısının da yaklaşık 3.6 kata kadar arttığı gözlenmiştir [16].

Scott ve ark., 15 MV' lik foton demetinin MC modellemesini önce geniş alan ölçümlerine karşı doğrulamış sonra küçük alan dozimetrisinin doğruluğunu tahmin etmek için kullanmışlardır. Fokal spot genişliğinin değişimi ve yanlış ölçüm konumlandırması gibi birçok faktörü içeren küçük alan dozimetrisinin duyarlılığını MC modeli ile araştırmışlardır. MC modellemesiyle zırhlanmamış diyetun 1-10 cm arasında alan boyutundaki cevabının sabit olduğunu göstermişlerdir. Ancak 0.5 cm' lik alan boyutu için %3' lük bir düzeltmeye gereksinim olduğunu belirtmişlerdir. MC modellemesinin, alan çıkış faktörlerinin ölçümlerinde de gerekli olabileceği aynı çalışmada belirtilmiştir [17].

Harici radyoterapi tedavisinde vücudun daha derinlerinde Planlanan Hedef Hacim (ing. Planning Target Volume (PTV)) alındığında aynı zamanda cildi de radyasyon hasarlarına karşı korumak gerekmektedir. Bu bağlamda, başka organlar üzerinde gerçekleştirilen radyoterapi tedavilerinde cilt dozunun da dikkate alınarak hesaplama yapılması zorunlu olmaktadır. Cilt dozu literatürü, ölçümler ve Monte Carlo simülasyonları ile desteklenmektedir. Yu ve ark., 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışını demeti kullanarak cilt dozundaki değişimleri incelemişlerdir. Yapmış oldukları çalışmada cildin temel tabakası olarak belirlenen 0.007 cm derinliğinde 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışını demetleri kullanılarak verilen dozda önemli bir değişim gözlenmediğini, cildin dermal tabakası belirlenen 0.1 cm derinliğinde verilen dozda maksimum %20, 1 cm derinliğinde ise verilen dozda maksimum %22 artış olduğunu göstermişlerdir [18].

Cilt dozunu doğru olarak hesaplayabilmek için küçük tedavi alanlı yüksek enerjili fotonların, vücut yüzeyine yakın olarak seçilen hacim bölgesi içerisinde doz homojenliğinin sağlanması oldukça önemlidir. MC tekniği kullanılarak gerçekleştirilen doz hesaplamalarında, bir noktadaki doz değerini hesaplamak için voksel adı verilen küçük hacim bölgelerinden faydalanılır. Radyasyon parçacıklarının geçişi sırasında aynı hacim bölgesinde bu parçacıklar tarafından tek tek bırakılan enerji miktarları toplanarak hesaplama noktasındaki doza katkı verdikleri kabul edilir. Voksel hacmi içerisindeki her noktanın, vokselin merkezindeki doz hesaplama noktası ile aynı miktarda doz aldığı varsayılır. Ancak doz gradyentinin büyük olduğu bir alan

içerisinde, doz hesaplama noktasında bu voksellerin boyutları büyüdükçe voksel içerisindeki doz homojenitesi kaybolduğundan, seçilen hacim içerisinde dozun heterojen olmasına sebep olmakta dolayısıyla günümüzde yapılan hesaplamalarda voksel boyutları büyük seçildiği zaman özellikle cilt dozu doğru olarak hesaplanamamaktadır. Literatürde MC simülasyonu ile yapılan hesaplamalarda voksel boyutlarının doz dağılımlarına etkisi ile ilgili yapılmış çeşitli çalışmalar mevcuttur.

Taylor ve ark., I-125 ve Pd-103 brakiterapi tohum kaynaklarını kullanarak MC tabanlı EGSnrc (ing. Electron Gamma Shower National Research Center of Canada) Brachydose kodu ile voksel boyut etkilerini incelediler. Kaynaktan 5 cm mesafede 1 mm voksel ile 0° de hesaplanılan anizotropi fonksiyonu, 0.5 mm voksel kullanarak hesaplanılan değerden yaklaşık %20 daha yüksek olduğunu gösterdiler. Voksel boyut etkilerini minimize etmek için $0 < r \leq 1$ cm aralığındaki mesafelerde $0.1 \times 0.1 \times 0.1$ mm³ voksel, $1 < r \leq 5$ cm aralığındaki mesafelerde $0.5 \times 0.5 \times 0.5$ mm³ voksel, $5 < r \leq 10$ cm aralığındaki mesafeleri $1 \times 1 \times 1$ mm³ voksel boyutunun kullanılmasının uygun olduğunu önermektedirler [19].

Yani ve ark., tarafından MC tabanlı BEAM/EGSnrc programı altında yer alan DOSXYZnrc kodu ile doz dağılımlarının doğruluğu üzerinde voksel boyut etkilerini incelediler. Dozimetri üzerinde bu etkiyi incelemek için $1 \times 1 \times 0.1$ cm³, $1 \times 1 \times 0.5$ cm³ ve $1 \times 1 \times 0.8$ cm³ boyutunda üç farklı voksel boyutu kullanarak yüksek foton enerjilerinde, 10×10 cm² tedavi alanında ve vücudun derin yerleşimlerinde bu hesaplamalar gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre hem PDD hem de doz profilleri için voksel boyutu üzerinde MC simülasyonu ve deneysel veriler arasında önemli doz farklılıkları gösterilmiştir. Su fantomunun z-ekseni üzerinde PDD değerlerinde $1 \times 1 \times 0.8$ cm³ voksel boyutunda %17 ve y-ekseni boyunca $1 \times 1 \times 0.1$ cm³ voksel boyutunda %12'yi bulan doz farklılıkları elde edilmiştir. Sonuç olarak MC simülasyonunda voksel boyutlarının doz değerleri üzerinde önemli bir dozimetrik parametre olduğu gösterilmiştir [20].

Konuya ilişkin mevcut literatür çalışmaları dikkate alınarak yüksek enerjili ışınlar ve küçük tedavi alanlarıyla derin yerleşimli tümörlere uygulanan radyasyon tedavilerinde etkin bir doz hesaplaması yapılırken aynı zamanda radyasyona karşı duyarlı olan cilt dokusunun da korunması gereklidir. Radyoterapide yapılan klinik doz hesaplamalarında verimli, doğru ve kesin tedavi planlaması için en uygun değere sahip

parametreler tercih edilmelidir. Radyoterapi tedavi planlamasında kullanılan voksel boyutları hassas doz hesaplamalarını etkileyen en önemli parametrelerden birisidir. Bu çalışmanın amacı, küçük tedavi alanları kullanılarak farklı voksel boyutlarında ve enerjilerde radyasyonun cilt dozu etkisini hesaplamak ve cilde daha az hasar vermek için en ideal dozimetrik parametreleri belirlemek ve parametrelerin hassas doz hesaplamalarına olan etkilerini incelemektir. Bu bağlamda radyoterapi hasta dozu hesaplamalarında tercih edilen voksel boyutları, tedavi derinliği, tedavi alanları ve enerji değerleri belirlenirken klinik olarak uygulanıp uygulanmamasından ziyade bu dozimetrik parametrelerin hassas doz hesaplamalarına olan etkisini vurgulayacak şekilde sonuç verebilen bir tasarım oluşturmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoterapi

Günümüzde, kanserin tanı ve tedavi yöntemlerinde radyasyon kullanımına sıklıkla başvurulmaktadır. Radyasyon tedavisi olarak da adlandırılan radyoterapi yöntemi, gama ışınları, X-ışınları ya da elektron demetleri kullanarak hedef dokuya maksimum doz verme prensibine dayanır. Tedavi sırasında kanserli hedef dokunun etrafında bulunan sağlıklı vücut dokuları da radyasyona maruz kalır. Ancak sağlıklı doku ve organların belirlenen maksimum doz değerlerinin üzerinde kesinlikle doz almamaları gerekir. Bu nedenle her hasta için ayrı bir tedavi planlaması uygulanarak radyasyonun nasıl ve ne şekilde verileceği tedavi öncesinde planlanır.

Radyoterapi, uygulama şekline bağlı olarak brakiterapi ve harici radyoterapi olarak adlandırılan iki alt grupta sınıflandırılır. Brakiterapi, radyoaktif kaynakların cilt üzerine, doku arasına ve vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle yakın mesafeden ışınlama yapabilen bir radyoterapi uygulama yöntemidir. Harici radyoterapide ise bir lineer hızlandırıcıdan demet halinde yayınlanan X-ışını ya da gama ışınlarının doğrudan ve vücut dışından kanserli bölgeyi hedef alacak şekilde yönlendirilmesiyle tümörün tedavi edilmesine çalışılır.

2.1.1. Harici Radyoterapi

Radyoterapi ile yapılan kanser tedavisi günümüzde hastanelerde sıkça kullanılan bir tedavi yöntemidir. Harici radyoterapide hastaya gönderilecek radyasyon kaynağı hastadan belirli bir mesafede olmakta ve hasta cildine bu mesafeden gelen radyasyon tarafından tümörün bulunduğu hedef tedavi edilmektedir [21]. Harici radyoterapide tümörün cinsine ve yerleşimine göre SRS, SBRT, IMRT gibi radyoterapi yöntemleri kullanılarak, kanser hücrelerinin yapısını bozmak suretiyle bölünüp çoğalmalarını engelleyecek ya da yok edebilecek mümkün olan en yüksek tedavi dozu hedeflenir. Klinik uygulamalarda tümöre maksimum doz verilmesi hedeflenirken yüksek enerjili ışın demetinin minimum miktarda saçılmasından dolayı tümör etrafındaki kritik organların maksimum miktarda korunması sağlanabilmektedir.

2.2. Küçük Alan Radyoterapisi

Modern radyoterapi tedavilerinde küçük alana sahip hedef hacmin yüksek doz ve doz hızlarıyla ışınlaması ve hedef hacmin kenarında keskin doz düşüşlerinin olması ile sağlıklı dokuların korunması tedavinin başarısını arttırmaktadır. Dolayısıyla radyoterapi için kullanılan 4 cm' den küçük çaplı alanlar küçük foton alanları olarak bilinmektedir. Başka bir deyişle doku içerisinde saçılan ikincil elektronların yanal menziline, hedef hacme gelen foton alanından daha büyük genişliğe sahip olması durumu küçük foton alanları olarak tanımlanmaktadır [1]. Küçük alanlar, geleneksel radyoterapi tedavilerinden ziyade küçük ve düzensiz lezyonların tedavi etme kabiliyetine sahip olan SRS ve IMRT tedavilerinde sıkça kullanılmaktadır [17, 22].

TPS' de tedavi cihazından elde edilen küçük foton alanlarının dozimetrisi hastaya verilecek hassas doz değeri için doğru olarak ölçülmelidir. Fakat küçük foton alanlarının dozimetrisinde uygun dedektör seçiminin sınır olması, birincil foton demetinin kapanması ve yanal yüklü parçacık demetinin kaybindan dolayı küçük alan çıkış faktörleri olan yüzde derin doz ve profil gibi çıkış faktörlerini doğru olarak tespit etmek oldukça zorlaşır. Bu nedenlerle küçük alan tedavilerine uygun dedektör ve ölçüm düzeneğinin kullanılması ile elde edilen ölçümlerin TPS' de kullanılmasından önce MC hesaplama yöntemleri ile karşılaştırılması son derece önemlidir [1, 21].

2.2.1. Küçük Alanlar için Dozimetri Yöntemi ve Fiziği

Harici Radyoterapi tedavilerinde küçük alanlar; koniler, ayarlanabilir üçüncü kolimatör, MLC ve ağızlar kullanılarak yüksek enerjili düzleştirilmiş veya düzleştirilmemiş foton demetlerini kolime ederek biçimlendirilir. Küçük foton alanları, alanın her iki kenarında üst üste binen penumbraya sebep olması, saçılan ikincil elektronların menziline daha küçük menzile sahip olması ve kullanılan dedektörlerin fiziki boyutlarının tedavi alanı boyutlarından büyük olması nedeniyle geleneksel referans alanlarından farklıdır [9]. Günümüzde küçük foton alanları için dozimetri standartları geleneksel alanlar gibi uygun olarak belirlenememiştir. Dolayısıyla küçük alanlar için kullanılmakta olan dozimetrisi, standartlar ve relatif dozimetri protokolleri halen günümüzde gelişmeye ihtiyaç duymaktadır [23].

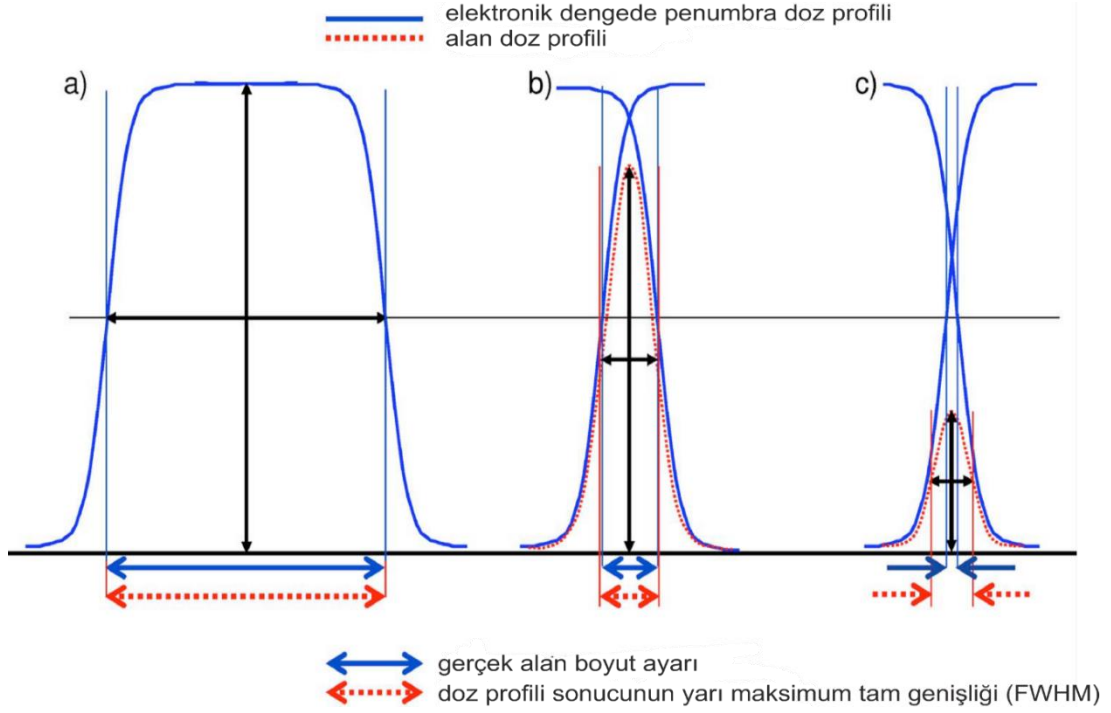
Küçük alan dozimetrisinde, ışın demeti ve dedektörle ilişkili yukarıda belirtilen sorunlardan dolayı çıkış faktörlerinde hatalara neden olmaktadır. Ölçülen değerlerde enerji-alan boyutu bağımlılığı, dedektör boyutu ve doz stabilitesi gibi

özelliklere dikkat ederek ölçümlerde çıkış hatalarını düzeltmek için bu şartlara haiz en uygun dedektörle ölçüm alınıp MC sistemi baz alınarak düzeltme faktörleri bulunabilmektedir [22, 24]. Böylece klinikte doğru küçük alan dozimetrisi için ölçülen verilerde MC sistemi vasıtasıyla elde edilen düzeltme faktörlerinin önemli olduğu ifade edilmektedir [25]. Dolayısıyla küçük alan dozimetrisinde MC' nun kullanılmasının literatürde yer alan birçok veri tarafından uygun olduğu gösterilmiştir [1].

2.2.1.1. Küçük Alanlarda Tedavi Alan Boyutunun Tanımlaması

Alan boyutu, Uluslararası Elektroteknik Komisyonu tarafından iki farklı şekilde tanımlanmıştır. Bunlardan birincisi geometrik alan boyutu diğeri ise ışınlama alan boyutudur. Geometrik alan boyutu, demet eksenine dik düzlemde radyasyon kaynağı tarafından kolimatör açıklığının bir yansımasıdır. Işınlama alan boyutu ise radyasyon demet eksenine dik bir düzlemde izodoz çizgileri tarafından oluşan alan olarak tanımlanmaktadır [26].

Açık demetlerde, yanal profillerin Yarı Maksimumdaki Tam Genişliği (ing. Full Width at Half Maximum (FWHM)), izomerkezde kolimatörün ayarlanmasıyla %50 bağıl doz değerine karşılık gelir ve geometrik alan boyutuyla uyumludur. Tedavi alanı boyutu, kolimatörün ayarlanması vasıtasıyla tanımlanır ve bu yüzden alan boyutunun ayarlanmasının bir doğrulaması olarak FWHM ölçümü kullanılmaktadır. Bununla birlikte küçük alanlarda kısmi kapanma etkisi, yanal düzlemde elektronik denge kaybı demet çıkışında ciddi bir azalmaya neden azalmasından dolayı FWHM durumu bozulur (Şekil 2.1) [9].



Şekil 2.1. Yüklü parçacık dengesi ile bir derinlikte küçük alanlar için yanal demet profilinin FWHM üzerinde penumbra ların örtüşmesinin etkisi [1]

Merkezi eksen maksimum doz değerinin azalmasından dolayı Şekil 2.1’ de görüldüğü gibi FWHM, penumbral eğri üzerinde daha düşük bir konumda belirlenir. Ortaya çıkan alanın FWHM değeri, bu nedenle alanın geometrik alan tanımlamasıyla uyumlu değildir. Relatif doz değerinin %50’ sinde belirlenen ışınlama alan boyutu kolimatör açıklığının yansıması ile tanımlanan geometrik alan boyutundan daha geniştir ve bu etki görünür alan genişliği olarak adlandırılmaktadır. Kaynak ile dedektör mesafesinde bu etki kaynak kolimatör uzaklığına bağlıdır.

Dedektör cevabı ve pertürbasyon etkisi, kolimatörün ayarı ile ölçülen derinlikten ziyade FWHM tarafından belirlenir. Bu yüzden yanal demet profilinin FWHM’ si doğru küçük alan dozimetrisi için en karakteristik olan gerekli alan boyut parametresidir. Bundan dolayı küçük alan dozimetrisinin alan boyutu, dedektörün konumunda alanın FWHM veya ışınlama alan boyutu olarak Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu (ing. International Atomic Energy Agency (IAEA)) tarafından yayınlanan Teknik Rapor Serisi No: 483 (ing. Technical Report Series No: 483 (TRS-483)) [27] de tanımlanır [9].

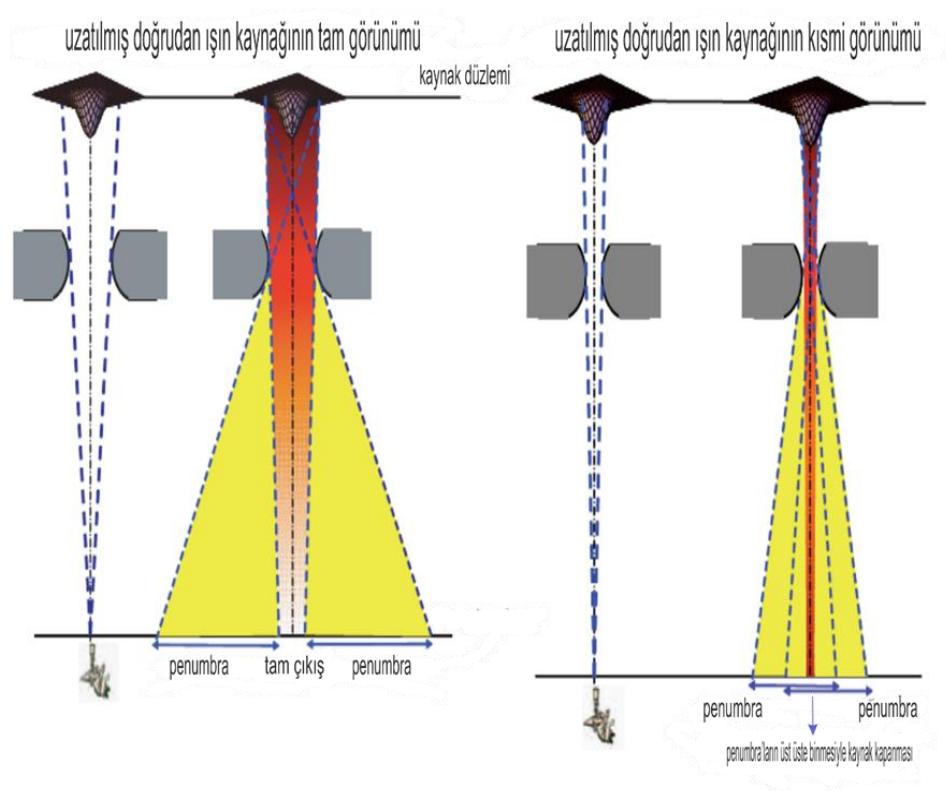
Küçük alanlar için düzeltme çıkış faktörleri kare alanın bir boyutunun fonksiyonu olarak tablolaştırılır. Kare olmayan alanlar için bir metot, çıkış düzeltme faktörleriyle aynı olan kareye eş değer alan boyutu belirlemek için sağlanır. Bu metot ile Sargison ve ark.'nın çalışmasında [28] baz alındığı gibi kare ve kare olmayan alanlar için eşitlenir. 4 cm' nin altında kare alan boyutları için fantom saçılma faktörleri alana ve ölçülen derinliğe bağlı, lineer hızlandırıcı tipine ve kolimasyonundan bağımsızdır. 4 cm' de ise küçük alan eş değer alan boyut metodu ve geniş demet eş değer alan boyutu arasında bir sınır olarak alınır [9].

2.2.1.2. Tedavi Alan Boyutunun Küçük Alan Şartları

Harici foton demetinin küçük olarak belirlenmesi için yanal düzey elektronik denge kaybı, demet eksenindeki kolimasyon cihazları tarafından kaynaktan herhangi bir etkileşim olmadan direkt gelen foton kaynağının kısmi bloklanması ve dedektörün boyutunun demet boyutlarına kıyasla benzer veya daha büyük olduğu zaman bu (3) fiziksel koşuldan en az biri yerine gelmelidir [9].

Birinci koşul, yanal düzlemde elektronik denge kaybı foton demetlerinde görülür. Demetin yarı genişliği veya alan yarıçapı absorbe doza katkısı olan ikincil elektronların maksimum aralığından daha küçük ise bu etki oluşur [9].

İkinci koşul ise Şekil 2.2' de görüldüğü gibi, kaynaktan herhangi bir etkileşim olmadan direk gelen birincil foton kaynağının sonlu boyutu ile alakalıdır. Kolimasyon ile oluşturulan küçük alanla birincil foton kaynağının boyutunun bir kısmı kapatılmasıyla kaynağın kısmen bloklanmadığı alan boyutlarına göre demet ekseninde daha az verim elde edilecektir. Dolayısıyla bu etki kaynak perdeleme etkisi olup tedavi alanının boyutu ile kıyaslandığında birincil foton kaynağına yakın ve küçük olduğunda etki daha önemli hale gelecektir. Modern lineer hızlandırıcılarda birincil foton kaynak boyutu 5 mm' den daha düşüktür ve yanal elektron dengenin kaybolmaya başladığı bu ve daha küçük boyutlarda doğrudan kaynak perdelenmesi oluşmaktadır. Kısmi perdelenme hem parçacık spektrumunu etkilemesi hem de kademeli şekilde lokal absorbe doz gradyenti oluşmasına sebep olması sonucunda dedektör cevaplarına etkisi büyük olmaktadır [9].



Şekil 2.2. Kaynağın kapanma etkisinin sistematik sunumu [9]

Yanal düzlemde elektronik denge kaybı ve birincil foton kaynak perdelenme etkisinin ikisi birden azalan alan boyutu ile demet çıkışı (klinik lineer hızlandırıcıdan çıkıp fantom yüzeyine gelen)'nın keskin düşüşünden sorumludur. Fotonun enerjisi arttığında veya ortamın yoğunluğu azaldığında bu etki daha belirgin hale gelmektedir [9].

Üçüncü koşul ise, radyasyon alanına ilişkin kullanılan dedektör hacmidir. Dedektör, hassas hacmi üzerinde ortalama absorbe edilen doz ile orantılı bir sinyal üretir ve bu sinyal, dedekte edilen hacim boyunca absorbe edilen dozun homojenliğinden etkilenmektedir. Dozimetrik zorluklar, yanal absorbe edilen doz gradyent ve yüklü parçacık dengesizliğinin etkileri dedektör hacmine ulaşır ulaşmaz ortaya çıkmaya başlamaktadır. Bu nedenlerle dedektör hacminin dış kenarından alan kenarına kadar olan mesafenin yanal düzey yüklü parçacık dengesi menziline küçük olması durumunda küçük alan koşullarının oluştuğu varsayılabilir. Merkez eksen ölçümlerinde bu durumu önlemek için, demetin yarı genişliği veya yarıçapı en az yanal düzey yüklü parçacık dengesi menzili ile dedektörün dış hacminin yarısının toplamından daha büyük olmalıdır [9].

2.3. Yüklü Parçacık Dengesi

Yüksek enerjili X-ışınları ilgili ortam ile etkileşmesi sonucu Compton olayı ile ortamdaki bir elektrona enerjisini vererek meydana gelen ikincil elektronu harekete geçirir. X-ışınları tarafından harekete geçirilen ikincil elektronlar, doku tarafından tutulduğu için, foton demetinin dokuya girişinden itibaren derine doğru gittikçe artmasıyla doku tarafından absorbe edilen doz değerlerinde artış meydana gelir. Radyoterapide kullanılan enerji değeri arttıkça ikincil elektronların maksimum menzili artacağından bu yüklü parçacık dengesi hattı daha derinde oluşur. Yüklü parçacık dengesi, ortamdaki belli bir hacmine giren parçacık sayısı ve enerjisine o hacimden çıkan parçacık sayısı ve enerjisinin aynı olması durumudur. Yüklü parçacık dengesi ikincil elektronların alacağı mesafe ile orantılı olup, aynı zamanda ilgili ortamın yoğunluğuna, ortamı oluşturan materyal yapısına, X-ışınlarının enerjisine ve alan boyutuna bağlı olarak değişkenlik göstermektedir [29].

Küçük alanlarda yanal yüklü parçacık dengesi (ing. lateral charged particle equilibrium (LCPE)) bir radyasyon dedektör bölgesinde kurulmaz. LCPE kaybı, bölgenin dışına yanal olarak hareket eden elektronların, bölge içine yanal olarak hareket eden elektronlarla yer değişmediğini gösterir. LCPE kaybı, düşük yoğunluklu arayüzleri olan farklı yoğunluklu ortam bölgelerinde, dar alanların iç kısmında ve penumbra bölgesinde meydana gelir. Dedektörün hassas hacmi, yoğunluğu ve atomik bileşimi LCPE kaybolduğu zaman dozimetrik doğruluğunu güçlü şekilde etkileyebilir. LCPE, çok dar alanlarda (1x5cm gibi) bile merkez eksen üzerinde kurulmamaktadır. Bu nedenle 1-2 mm genişliğinde çok küçük hassas hacimli dedektörler kullanıldığı zaman bile bu dar alanlarda küçük alan şartları oluşmaktadır. Küçük alan şartları altında çıkış faktörü ve eksen üzerindeki LCPE derecesi alan boyutunun azalmasıyla hızla azalır. Demet kolimasyon sistemi, birincil foton kaynağını kapamaya başladığında çıkış demeti daha da azalır. Elektronlar, akciğer ve hava gibi düşük yoğunluklu ortamlarda daha uzun mesafeler kat ederek LCPE' nin bozulmasına ve dozimetriyi daha da karmaşık hale getirmesine neden olur. Dolayısıyla bir foton alanı, merkez eksenden alan kenarına doğru mesafesi yüklü parçacık dengesinin yanal menziline daha küçük olduğu zaman bir küçük alan olarak dikkate alınmalıdır ve uygulamada bu mesafe dedektörün dış boyutuna göre ölçülmelidir [11].

2.4. Radyasyonun Cilt Üzerindeki Etkisi

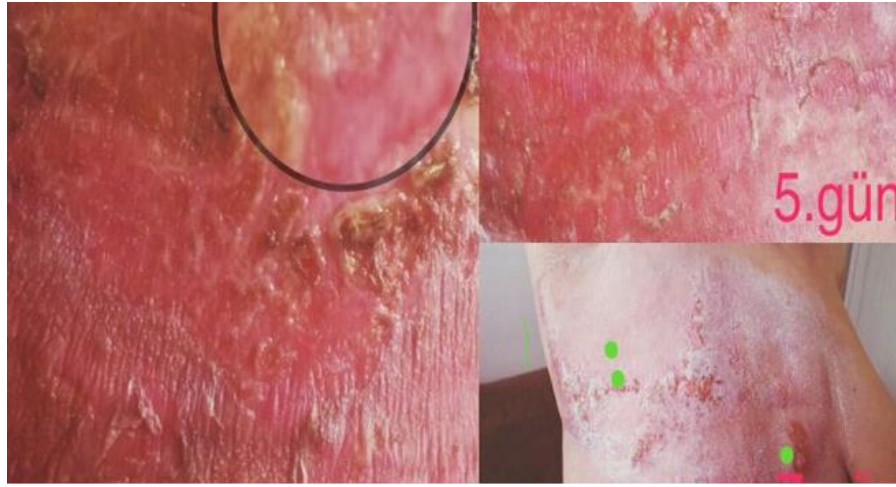
İnsan cildi radyasyona duyarlı olduğundan dolayı radyoterapi süresince iyonize X-ışınlarına maruz kalan cilt yüzeyi ve cilde yakın bölgeler bu ışınlardan etkilenmektedir. Bu yüzden küçük tedavi alanlarında radyasyona bağlı gelişen cilt hasarlarının incelenmesi hasta dozu açısından önemlidir.

Tümöre verilecek doz miktarı cildin temel tabakasında meydana gelebilecek şiddetli reaksiyonlardan dolayı sınırlandırılabilir. Hastaya özgü olarak bu temel tabaka farklılık gösterse de, Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi (ing. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)) tarafından yayınlanan ICRU 39 nolu raporda bazal hücrelerin bulunduğu temel tabakada radyasyona bağlı reaksiyonlar meydana gelebileceğinden cilt dozları bu tabakada ölçülür [30]. Tedavi planlamasında yapılan doz hesaplamalarında yüzeye yakın derinliklerde, doz değişim miktarının (gradyan) yüksek olması nedeniyle, seçilen vokselle boyut etkisine bağlı olarak elde edilen doz miktarının doğruluğu önemlidir. Radyoterapi tedavi planlamada cilt yüzeyini tanımlama, erken ve geç cilt reaksiyonlarının sınırlandırmak ve cilt yüzeyine yakın nükslerin tekrarlanmasından korunmak için önemli bilgiler sağlar.

Yüksek enerjilerde, fotonların doku ve organlara giricilik yeteneği daha fazladır. Yüksek enerjili fotonlar dokuya girişinden itibaren yüzeyden ve daha derin yerlerden elektron koparırlar ve koparılan bu elektronlar harekete geçerek bulunduğu konumdan daha uzak bir mesafede enerjilerini ilgili ortama aktarırlar. Bu nedenle X-ışınların maksimum doz derinliği daha fazla olmaktadır. Klinikte olarak cildin yüksek enerjili radyasyondan korunduğu bu duruma cilt koruyucu etki olarak tanımlanmaktadır [31]. Yüksek enerjili X-ışınlarına maruz kalan dokulardaki fiziksel etkileşme Compton saçılması ile gerçekleşmektedir. Bu etkileşme sonucunda, yüksek enerjili X-ışınları ışınları kinetik enerjisinin ilgili ortamdaki elektrona vererek o elektronu harekete geçirmiş olur ve doku içinde ivmeli bu elektronlar yine ilgili doku tarafından soğurulur. Böylece kaynaktan herhangi bir etkileşim olmadan direkt gelen birincil fotonlarla ilgili dokuya gelen enerji, ikincil elektronlarla dokuda dağıtılmış olur [31].

Farklı kanser türlerinde radyoterapiye bağlı olarak meydana gelen hasarların çoğunda hasta cildi etkilenmektedir ve hastaların yaşam kalitesini olumsuz

etkilemektedir. Radyasyona bağılı meydana gelen cilt hasarları ve deformasyonları radyoterapi tedavi planlama açısından çok önemlidir. Ciltteki her hücre tipi uygulanan radyasyona bağılı olarak kendine özgü bir şekilde yanıt verir. Radyoterapiye bağılı hasta cildinde meydana gelen hasar, 6 aydan daha kısa sürede ortaya çıkıyorsa erken dönem, 6 aydan daha uzun sürede meydana geliyorsa geç dönem olmak üzere iki grupta incelenebilir. Radyoterapi sonrası ciltte meydana gelen bu değişikliklerin şiddeti doz-zaman-hacim faktörlerine bağılıdır. Ciltte radyasyon hasarına neden olan erken reaksiyonlardan biri de deri hastalığı “eritem” dir.



Şekil 2.3. Radyoterapi sırasında ciltte görülen yan etkiler [56]

Eritem; en erken görülen radyasyonun neden olduğu yan etkidir ve ışıının alanına sınırlıdır. 1 Gy' lik tek doz radyasyonu takip ederek 24 saat içinde ortaya çıkan eritem 2 veya 3 gün içinde ve genellikle fark edilemeden gözden kaybolur [32]. Fakat Şekil 2.3' de radyoterapi sonrası kalıcı koyu leke tarzında hasarlar kalabildiği gibi radyoterapi uygulanan bölge daha koyu renk tonunda ve sert deri olarak da kalabilir.

2.5. Harici Radyoterapide Doz Hesaplama Algoritmaları

Radyoterapide, hastaya özel tedavi planlamasının hasta bazlı tedavi planlama sistemlerinde doğruluk ve kesinlik tedavinin başarısını direkt olarak etkilemektedir. Tedavi planlama sistemlerinde doz dağılımlarını hesaplayabilmek için Pencil Beam, AAA, CCC, Superpozisyon ve MC gibi farklı türde algoritmalar kullanılmaktadır. Kullanılan bu algoritmaların heterojen ortamları hesaba katma ya da katmama, saçılan elektronların aldıkları yolları izleyip izlememe gibi birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.

IMRT, SRS ve SBRT gibi tedavi uygulamalarında küçük alanlar kullanıldığı zaman elektronik denge koşullarının ortadan kalkmasına bağlı olarak, hasta doz hesaplama algoritmalarının bu durumu dikkate alınmaması nedeniyle hesaplanan doz değerlerinde, kabul edilebilir değerlerin üzerinde yüksek hataların ortaya çıkması söz konusu olabilmektedir. Bu şekilde ortaya çıkan doz değerlerindeki hatalar ve farklılıklar, küçük tedavi alanlarının kullanılmasıyla radyasyon parçacıklarının özellikle kemik ve akciğer gibi ortamlarda ve ara geçişlerinde hem dikey hem de yatay yönde yüklü parçacık dengesi kaybından dolayı daha da artmaktadır. İçerisinde hava boşluğu olan akciğer ve baş-boyun ya da kemik yerleşimli küçük tümör hedeflerindeki SBRT tedavi tekniğindeki doz hesaplama farklılıkları, karaciğer gibi daha homojen ortam yerleşimli tümör hedeflerin doz hesaplamalarında oluşacak hatalardan daha fazladır. Dolayısıyla küçük alanlar ile yapılan tedavi planlamalarında, algoritmaların verdiği sonucu ile elde edilen ölçüm sonuçları birbirinden farklı çıkmaktadır. Bu nedenle yapılan tedavi planlamasına göre doğru doz hesaplama algoritmasını kullanmak oldukça önemlidir. Doz hesaplama algoritmaları ile ilgili literatürde birçok çalışma mevcuttur. Dobler ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada hedef akciğer dokusu olan 9 küçük konformal tedavi alanlı SBRT uygulamalarında Pencil Beam, CCC ve MC algoritmalarının birbirlerine göre doz hesaplama verilerini karşılaştırmışlardır. Hesaplamalarda standart veri olarak kabul edilen MC algoritmasına göre Pencil Beam algoritmasının %15'e kadar dozu fazla, CCC algoritmasının ise %8 oranında daha az dozu hesapladıklarını, film ölçümleri ile MC'nun %3 farkla uyumlu olduğunu göstermişlerdir. Stathakis ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada paraspinal ve akciğer yerleşimli tümörlerin SBRT tedavi uygulamasında 1x1 cm² den 5x5 cm² ye kadar olan küçük tedavi alanları için Acuros XB, AAA, CCC ve MC algoritmalarının doz hesaplama verileri karşılaştırmışlardır. Yapılan hesaplamalarda tüm alan boyutları için homojen fantomda tüm algoritmalar MC ile %1.5 uyum içinde çıkarken, heterojen fantomda kemik ve akciğer dokuları için CCC algoritmasının MC ile doz farkı %2'den az, AAA'nın MC doz farkı yaklaşık %5, Acuros XB algoritmasının ise MC ile doz farkını %3'ün altında bulmuşlardır. Fogliata ve ark.'nın yaptıkları başka bir çalışmada ise Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavisi (VMAT) tedavi uygulamasında farklı dozimetrik lif aralığı ve tedavi alanları belirlenerek konfigürasyon parametreleri oluşturulmuş, ölçülen ve AAA ile Acuros XB algoritmalar kullanılarak hesaplanan dozlar arasındaki farkları analiz

etmişlerdir. Söz konusu algoritmaların 2x2 cm² ve daha küçük tedavi alanı kullanıldığında ölçülen dozdan daha fazla doz tahmini yaptığını belirtmişlerdir [33].

2.6. Bilgisayar Tabanlı Algoritmalarla Radyoterapi Doz Hesabı

Günümüz ileri teknolojisindeki gelişmeler ile birlikte klinik radyasyon kullanım alanları, cihaz ve modelleri her geçen gün yenilenmektedir. Dolayısıyla bu cihaz ve modellerin testleri ve ölçümleri deney ortamında yeterli hassasiyet gösterememesi nedeniyle bilgisayar ortamında simüle edilerek sonuçlar bilgisayar vasıtası ile öngörülmektedir. Bu bağlamda bilgisayar ortamında yapılan deneylerde kullanılan radyoaktif kaynakların geometrisi, kullanılan malzemelerin içeriği ve radyasyon parametreleri ile birlikte simüle edilebilmektedir.

Küçük alanlarla yapılan SRS, SBRT, IMRT gibi modern radyoterapi uygulamalarının doz hesaplamalarında MC algoritmasını içeren Monaco TPS kullanılmaktadır [34]. Monaco TPS, MC doz hesaplama algoritması kullanarak matematiksel ve radyobiyolojik modellemelere dayalı doz hesaplaması ve tedavi planlaması yapabilme kabiliyetine sahip olması ile gerçeğe en yakın doz dağılımını hesaplama kabiliyeti sunan araçlardan birisidir. Bu özelliği sayesinde sağlıklı doku ve organların zarar görmesini önleyecek şekilde ışınlamak istenen bölgeye yüksek doğruluğa sahip tedavi dozu verilebilmektedir [35].

2.6.1. Monte Carlo Parçacık Transportu

MC yoluyla parçacık taşınması yöntemi, radyasyon parçacıklarının bir ortamdan geçişleri esnasında ard arda yapmış oldukları etkileşmelerin rastgele sayılar kullanılarak bilgisayarda simüle edilmesine dayanır. Foton, fiziksel etkileşimler sonucu (fotoelektrik olay, çift oluşum, compton olayı, maddesel ortamda (kemik, beyin, akciğer, prostat vb...) enerjisini kademeli olarak kaybeder. Taşıma, fotonun enerjisi “kesme” değerinin altına düştüğünde sonlandırılır ve yeni bir parçacık taşınmaya başlar [36].

Radyasyonun enerjisi, türü ve soğurucu ortamın özelliklerine bağlı olmak üzere foton ortama girdiği andan itibaren yapacağı etkileşimler bir rastgelelik sergiler. Dolayısıyla meydana gelebilecek fiziksel olaylar önceden belirlenemez. Herhangi bir noktada gerçekleşen etkileşmelerde ortaya çıkan parçacıkların türünün ne olacağı, parçacığın kaynağın hangi bölgesinden ne kadarlık bir enerjiyle hangi doğrultuda

yayılacağı, ortama giren her bir parçacığın etkileşme yapmadan önce ne kadar yol alacağı, ilk etkileşim noktasının nerede olacağı ve enerjisinin ne kadarını bu noktada bırakacağı gibi durumlar rastgele sayıların kullanılmasıyla gerçeğe uygun olarak belirlenir [37]. Dolayısıyla MC yöntemi, radyoterapide doz dağılımını doğru bir şekilde tahmin etme ve yapılan ölçümlerin doğruluğunu ispatlama konusunda uzun zamandır kullanılan bir yöntemdir.

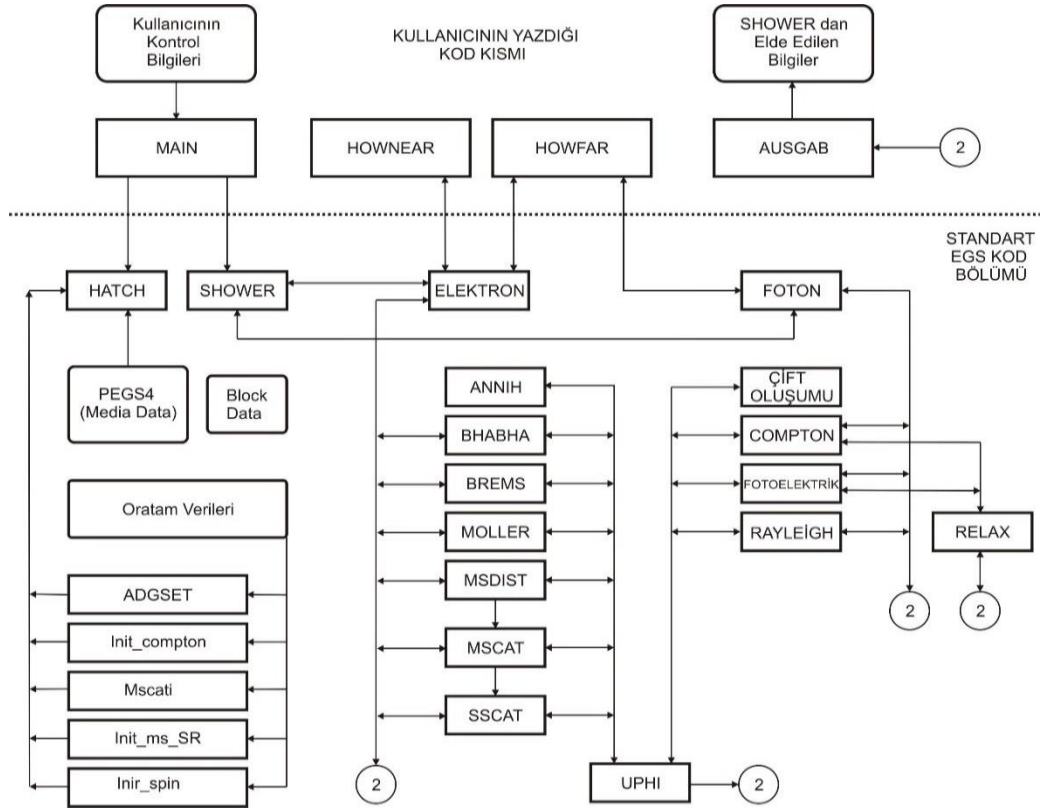
2.6.2. EGSnrc Kod Sistemi ve DOSXYZnrc Kodu

EGS (ing. Elektron Gamma Shower) kod sistemi, fotonların ve elektronların taşınması için MC simülasyonunu kullanan bir bilgisayar programıdır [36, 38].

EGS MC sistemi 1.0 keV enerjiden birkaç yüz GeV' lik enerjiye sahip fotonların ya da yüklü parçacıkların taşınma işlemini her bir element, bileşik ya da karışım ortamında üç boyutlu olarak simüle etmek amacıyla kullanıma sunulmuş bir programdır. EGSnrc MC kodu, Stanford Lineer Hızlandırıcı Merkezi (SLAC) tarafından yayınlanan EGS4 64 kod sistemi tabanlı, Kanada'nın Uluslararası Araştırma Merkezi tarafından geliştirilmiş son versiyonudur [37].

EGSnrc MC metodunda simüle edilen foton etkileşimleri; çift oluşum, fotoelektrik olay, Compton saçılması, koharent (Rayleigh) saçılma, atomik relaksasyon sonucu K, L ve M kabuklarından yayınlanan flüoresans X-ışınları ile Auger ve Coster-Kroning elektronlarıdır.

EGSnrc kodu, iki kısımdan oluşmaktadır. İlk kısımda EGSnrc paketi ile birlikte dağıtımı yapılan standart kod. Kaynak kod radyasyon-madde etkileşimleri yani simülasyonda kullanılan tüm fizik formülleri ve istatistiki yöntemler bulunmaktadır. Bu alanda değişiklik yapılmamaktadır. Şekil 2.4' de EGSnrc kod sisteminin çalışma sistemini gösteren akış diyagramı bulunmaktadır.

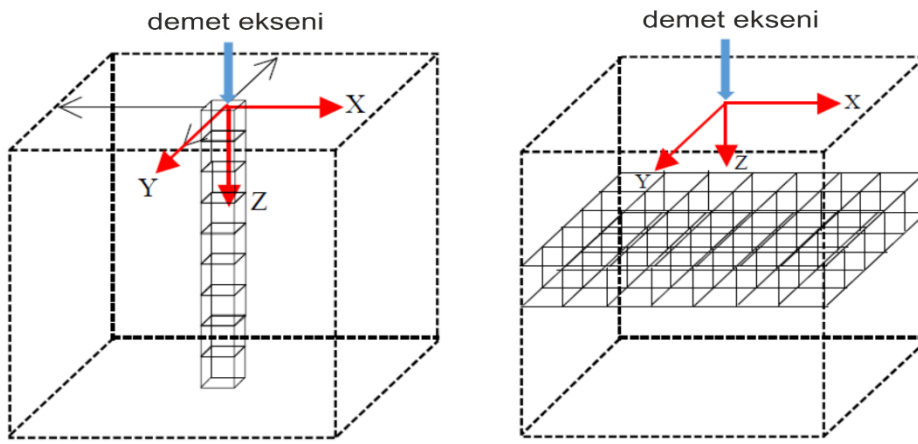


Şekil 2.4. EGSnrc programının çalışma şeması. Bu şemada kodun iki kısmı ve bu alanlarda bulunan değişmez bilgiler ve alt programlar bulunmaktadır [39]

EGSnrc kodunun ikinci kısmı kullanıcı kodudur. Bu kısım kullanıcılara yönelik bir alandır. Kullanıcı simülasyonunun konusunda uygun tasarım amaçlı değişiklikler yapabilmektedir. Kullanıcı kodu MAIN, HOWFAR ve AUSGAB kısımlarından oluşur. MAIN, sürücü rutindir ve standart kod bölümünü aktif hale getirir. Kullanıcı, simülasyonunda simüle edilecek her bir foton ya da elektron için başlangıç parametreleri belirlenir ve programın çalışması sırasında her bir etkileşimden sonra etkileşme ile ilgili verilerin ilgili rutinlere gönderilmesi gerçekleştirilir. MAIN, sürücü rutini, HATCH ve SHOWER olarak adlandırılan alt programlara bağlıdır. HATCH alt programı, PEGS4 tarafından oluşturulan ortam verilerini okur. SHOWER alt programı ise parçacık-madde etkileşimini her bir parçacık için gerçekleştirmektedir. Kullanıcı ortamın geometrisini belirlemek üzere HOWFAR ve HOWNEAR alt programlarına uygun bir biçimde yazmaktadır. Ayrıca, yine kullanıcı tarafından AUSGAB kısmı, parametrelerin hesaplanmasına olanak sağlayan bir planlama rutindir. Burada etkileşmenin nerede meydana geldiğini, ne kadar sıklıkla meydana geldiğini ve etkileşim sırasında ne olduğunu hesaplayacak

şekilde düzenlenebilir. AUSGAB tarafından elde edilen sonuçlar EGS sistemi tarafından modellenen tüm fiziksel işlemlerin bir özetini sunar [38].

1.0 KeV ile birkaç GeV aralığında kinetik enerjiye sahip tüm yüklü parçacık ve fotonların modellenmesinde kullanılabilen DOSXYZnrc kodu, kartezyen bir koordinat sisteminde 3 boyutlu olarak soğurulan doz hesaplamalarını yapabilen bir EGSnrc kullanıcı kodudur. Bu program, ortamda yol alan fotonları simüle ederek ortam içerisinde seçilen alandaki dozu hesaplamak için kullanılan bir hacim bölgeleri içerisinde depolanan enerjiyi hesaplamaktadır [39].



Şekil 2.5. Fantom içerisinde oluşturulan çeşitli vöksel modellemeleri [20]

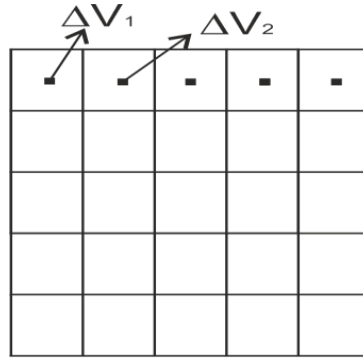
DOSXYZnrc’ de geometri, sayfa düzleminin içine doğru Z-ekseni sayfa üzerinde X-Y düzlemiyle bir dikdörtgensel hacim olarak sunulmaktadır (Şekil 2.5). DOSXYZnrc, simülasyondan önce geometride yer alan tüm materyaller için tesir kesiti değerlerinin hesaplandığı EGSnrc kodu içerisinde yer alan PEGS4 programı kullanarak fantomun içerisindeki her bir vöksel değişik yoğunluklarda farklı materyallere sahip olabilmektedir. Ayrıca monoenerjik veya paralel demet gibi birçok kaynağı kullanabilmesinin yanı sıra BEAMnrc simülasyonu tarafından üretilen phase space verisi gibi kaynakları kullanma yeteneğini kullanıcıya sunabilmektedir.

2.7. Doz Hesaplamalarında Vöksel Boyut Etkileri

Radyoterapi tedavi planlamasında; tedavi optimizasyonundan plan analizine kadar her adımda önemli bir rol oynayan ve yapılan doz hesaplamalarında dozun doğruluğunu etkileyen anahtar faktörlerden birisi de hesaplamalarda kullanılan vöksel boyutudur [19]. Büyük vökseller, planlama doğruluğunu etkileyebilirken küçük

vokseller hesaplama süresini önemli ölçüde arttırmaktadır. Voksel boyutunun seçimi, planlama doğruluğu ve hesaplama hızı ve süresi ile doğrudan ilişkilidir. Voksel boyutunun doz hesaplaması ve plan optimizasyonu üzerindeki etkisi, IMRT gibi kompleks tedavi planlamalarında klinik olarak önemli olabilir. Literatürde beyin veya omurga planlarında 0.1 cm, akciğer planlarında 0.2 cm voksel boyutlarının tercih edilmesi, bir diğer çalışmada ise baş ve boyun vakaları için küçük voksel boyutu olarak (0.1-0.2 cm) kullanılması gerektiği önerilmektedir [40]. Ancak daha küçük boyutlarda voksel kullanımına ilişkin herhangi bir kısıtlama bulunmamaktadır. Daha küçük boyutlarda voksel kullanımının, hesaplanan doz değerleri üzerinde getireceği iyileşmeler tam olarak incelenmemiştir. Bu çalışmada, yüksek enerjili X-ışınları ve küçük alanlar için doku eşdeğer homojen su fantomunda farklı voksel boyutlarının doz dağılımlarına olan etkileri MC doz hesaplama yöntemi ile incelendi.

Bu çalışmada yapılan doz hesaplamalarında; fantom içerisinde foton ve elektron demetlerini simüle ederek doz dağılımlarını belirlemek için kullanılan DOSXYZnrc kod sisteminde, voksel içerisinde hesaplanan doz, vokselin merkezinde hesaplanan doz olarak ele almaktadır (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Vokselin ΔV , temsili hacim gösterimi

Voksel içerisinde hesaplanan doz, vokselin merkezindeki dozun ortalama hacim tahminidir. Voksel içerisindeki gerçek bir doz dağılımı D_i olarak verilirse, ΔV bir hacim içerisindeki hesaplanan voksel içerisindeki doz D_{vox} , aşağıdaki denklem 2.4 ile verilir [19];

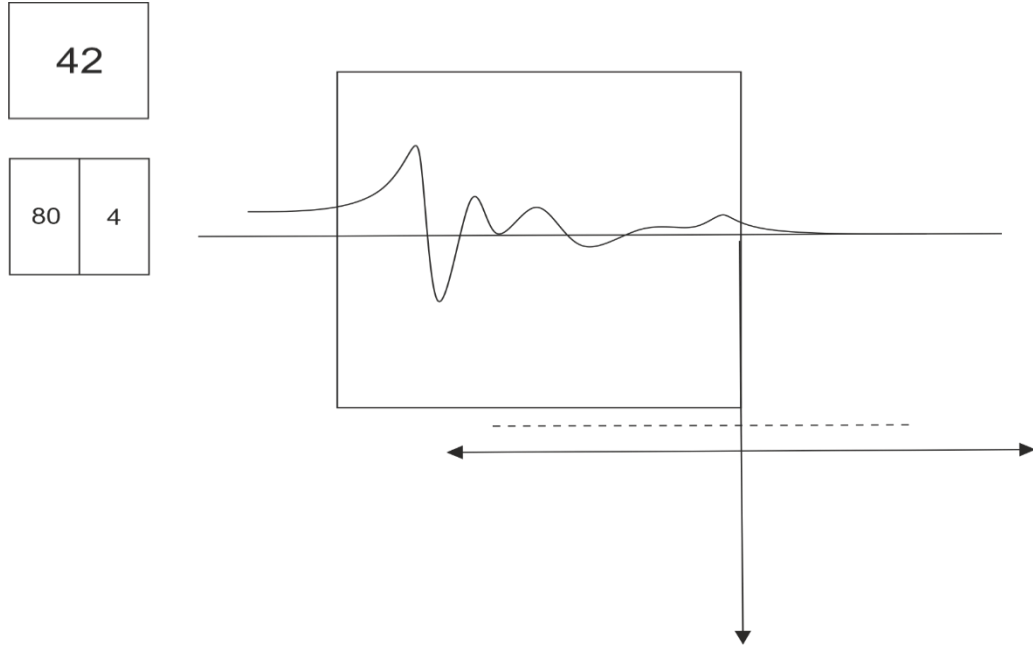
$$D_{vox} = \sum_i D_i \quad (2.1)$$

$$D_{vox} = \frac{\nabla V_1 \cdot D_1 + \nabla V_2 \cdot D_2 + \dots \nabla V_n \cdot D_n}{\nabla V_1 + \nabla V_2 + \nabla V_3 + \dots \nabla V_n} \quad (2.2)$$

$$D_{vox} \cong \frac{1}{\Delta V} \sum_i \nabla V_i \cdot D_i \quad (2.3)$$

$$D_{vox} \cong \lim_{\nabla V_i \rightarrow 0} \frac{1}{\Delta V} \sum_i \nabla V_i \cdot D_i = \frac{1}{\Delta V} \int_i dV D_i \quad (2.4)$$

Doz gradyentinin yüksek olduğu yerlerde voksel boyutları küçük olmalıdır. Gradyent 0' dan farklı ise voksel içerisindeki herhangi bir noktadaki doz, o vokselin merkezinde ölçülür ve merkezdeki doza eşittir. Hiçbir zaman doz gradyenti 0 olmamaktadır. Fakat voksel içerisinde doz gradyenti ihmal edilebilir düzeye gelene kadar yani vokselin içerisindeki doz kenardaki doza eşit olması durumuna kadar voksel boyutlarının küçültmesi gerekmektedir.



Şekil 2.7. Voksel boyutunun büyük olması halinde voksel içerisindeki doz değişimi

Bu durum bir örnekle açıklanacak olursa; 2 mm' lik bir voksel boyutu seçildiği zaman, 2 mm' lik voksel içerisinde bazı noktalarda 80 Gy' lik, bazı noktalarda 4 Gy' lik doz varsa DOSXYZnrc kodu bu iki değer in ortalamasını alarak merkezdeki doz için 42 Gy doz vermektedir (Şekil 2.7). Hâlbuki bu istenilmeyen bir durumdur. Çünkü voksel içerisinde ortalama doz verdiği zaman, orada 80 Gy' lik yüksek doz alan küçük nokta kaybedilir. Bu durumu aşmak için 2 mm' lik vokseli 1 mm ya da 0.1 mm gibi

daha da küçültülürse bazı voksellerin içerisinde 80 Gy, bazılarında 4 Gy doz olacaktır. Bu durum vokal boyutu yukarıda örnekteki gibi 2 mm olarak seçildiğinde istenilmeyen doz değerini verecektir. 2 mm' lik vokal içerisinde doz dağılımı sabit ise ne kadar küçültülürse küçültülsün dozda bir farklılaşma meydana gelmeyecektir. Dolayısıyla vokal boyutu büyüdükçe vokal içerisindeki doz homojenitesi kaybolduğundan, seçilen hacim içerisinde dozun heterojen olmasına sebep olmakta, günümüzde yapılan hesaplamalarda vokal boyutları büyük seçildiği zaman özellikle elektronik dengenin yok olduğu küçük alanlarda cilt dozu gibi yüzeye yakın olan noktalarda doz doğru olarak hesaplanamamaktadır. Yapılan bu çalışma ile DOSXYZnrc kod sistemi kullanılarak doz hesaplamasının doğruluğu üzerinde makul vokal boyutlarını araştırmaktır.

3. MATERYAL VE YÖNTEMLER

Bu tez çalışmasında radyasyon doz dağılımı hesaplamaları, MC parçacık transportu yöntemi kullanılarak bilgisayar ortamında modellenen $30 \times 30 \times 5 \text{ cm}^3$ hacimli homojen su fantomu (bkz. Şekil 3.1) içerisinde küçük tedavi alanları ve yüksek enerjili foton demetleri oluşturularak gerçekleştirildi. Aynı su fantomu içerisinde nokta doz değerleri hesaplanırken kullanılan milimetrik boyutlardaki (veya daha küçük) doz hacim bölgeleri, kübik geometriye veya dikdörtgen prizması şekline sahiptir. Su içerisine uygun derinliklerde ve 3-boyutlu ızgara geometrisinde yerleştirilen bu doz biriktirme hacim bölgelerinin fiziksel boyutları, her hesaplamada ayrı ayrı belirlendi. Bu çalışmada gerçekleştirilen hesaplamalar, üç temel aşamadan meydana gelmektedir.

3.1. Birinci Aşama Çalışmalar

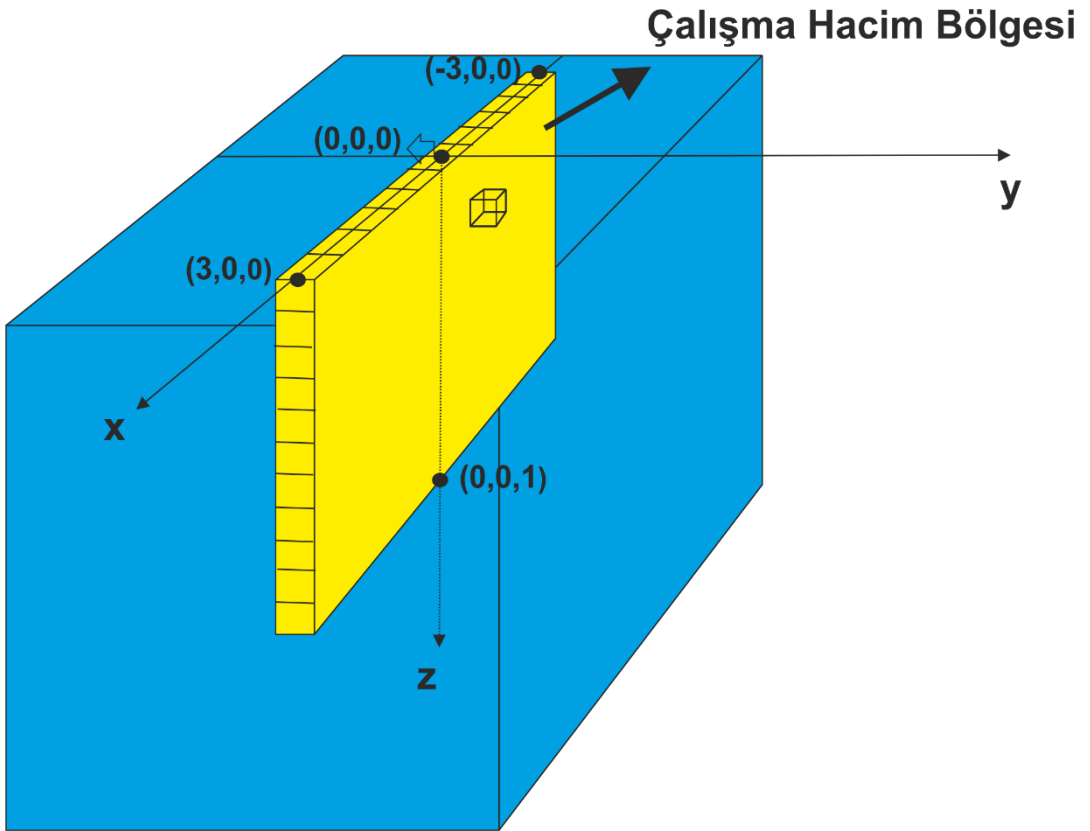
İlk aşamada, fantom yüzeyine dik olarak gelen 1 MeV enerjili monoenerjitik bir foton kaynağı kullanıldı ve küçük tedavi alanlarında ışınlama yapan rutin klinik tedavi planlama sistemlerine benzer şekilde, tedavi alanı boyutları her bir senaryoda $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ veya $3 \times 3 \text{ cm}^2$ olarak seçildi. Foton demetinin yüzeye girişinden itibaren, yüksek yoğunlukta parçacık geçişine maruz kalan ve doz değişiminin en yüksek olacağı öngörülen $z = 1 \text{ cm}$ derinliğe kadar olan çalışma hacim bölgesi içinde uygun noktalarda seçilmiş, farklı derinliklerdeki doz dağılımları elde edilerek birbirleriyle karşılaştırıldı. Bu karşılaştırmalar yoluyla, 1 MeV enerjili foton demeti için doz dağılımları üzerindeki voksel boyutu etkileri incelendi.

3.2. İkinci Aşama Çalışmalar

Çalışmanın ikinci aşamasında, 2 MeV, 4 MeV, 6 MeV, 8 MeV veya 10 MeV enerjili monoenerjitik bir foton demeti, X-ışını kaynağı olarak kullanıldı. Kare şeklindeki tedavi alanının boyutları, $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ veya $3 \times 3 \text{ cm}^2$ olarak seçildi. Yüzeyden, $z=1 \text{ cm}$ derinliğe kadar farklı noktalarda gerçekleştirilen doz hesaplamaları, her defasında önceden belirlenmiş farklı voksel boyutları kullanılarak iki ya da daha fazla kez tekrar edildi. Bu sayede çok sayıda noktada veri elde edildi. Hesaplanan doz dağılımları üzerinde yapılan nokta bazlı karşılaştırmalarla yapılan analizler neticesinde voksel boyut etkileri araştırıldı.

3.3. Üçüncü Aşama Çalışmalar

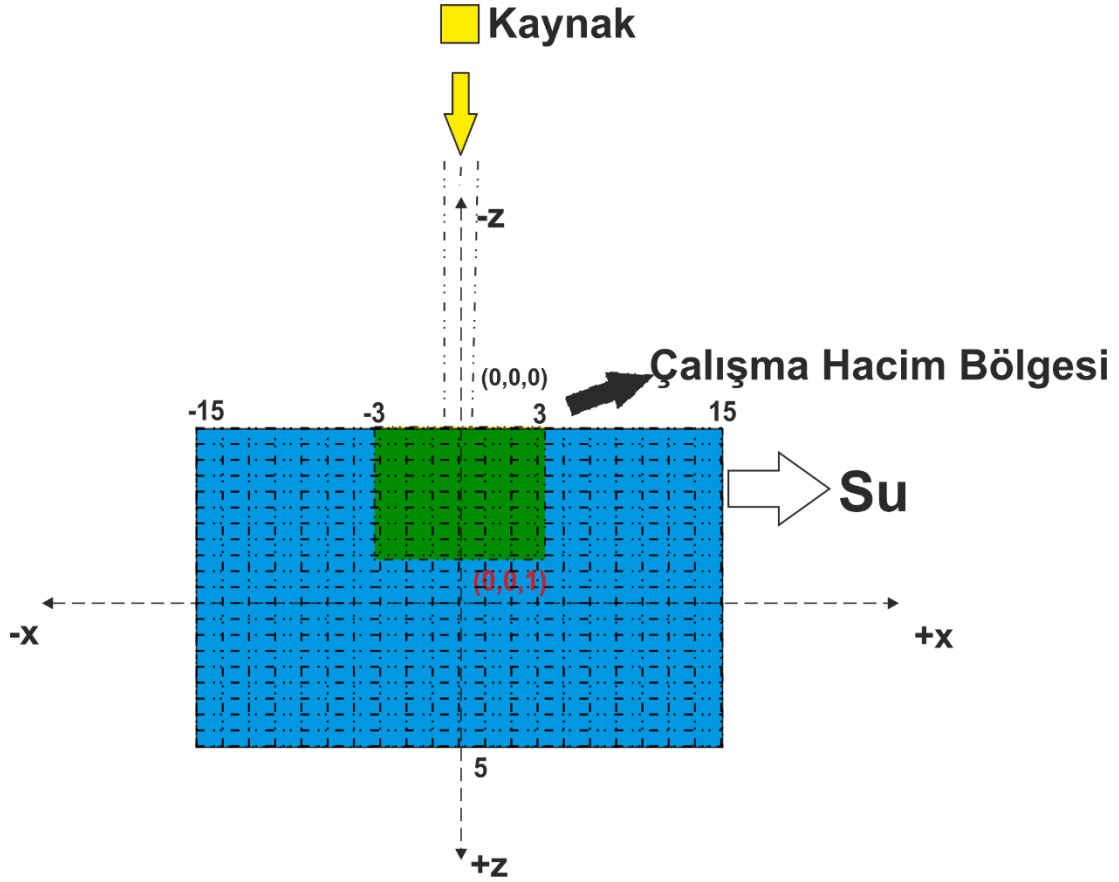
Gerçek bir durumu incelemek amacıyla çalışmanın bu aşamasında, 4 MV'lık bir lineer hızlandırıcı başlığından Mohan ve arkadaşları tarafından daha önce elde edilmiş olan spektrum verileri kullanıldı ve değişik vöksel boyutlarında doz değeri hesaplanarak birbirleriyle karşılaştırıldı [41]. X-ışınlarına ait spektrum verileri, açık kaynak kodlu olarak dağıtımı yapılan EGSnrc kod paketi içerisindeki veri setlerinden seçildi [38]. Bu amaçla, $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ ile $3 \times 3 \text{ cm}^2$ boyutlarındaki tedavi alanlarında $z=1 \text{ cm}$ 'ye kadar olan uygun derinliklerdeki doz dağılımları farklı vöksel boyutları kullanılarak değişik senaryolarda hesaplandı ve birbirleriyle karşılaştırıldı.



Şekil 3.1. Hesaplamalarda modellenen fantomda farklı vöksel boyutları için seçilen çalışma hacim bölgesinin şematik gösterimi

Çalışmanın her üç aşamasında kullanılan değişik senaryolarda, fantom yüzeyine dik olarak gelen X-ışınlarının geçişleri sırasında derindeki doz dağılımları hakkında bilgi veren çıkış faktörü parametresi; Dozun ışın eksenine dik düzlemlerde merkez dışındaki davranışlarıyla ilgili bilgi veren doz profil eğrisi (Off-Axis) ve nümerik olarak hesaplanan derinliğe bağlı nokta doz değeri hesaplandı. MC doz

hesaplamaları, EGSnrc kod paketi içerisinde yer alan DOSXYZnrc kullanıcı kodu kullanılarak gerçekleştirildi.



Şekil 3.2. Hesaplamalarda kullanılan homojen su fantomu için kullanılan voksel boyutlarında fantoma dik açıyla gelen foton kaynağının temsili görüntüsü (çizim ölçeksizdir.)

Fotonların ortamdaki geri saçılmalarını dikkate alabilmek için su fantomunun dış boyutları bütün senaryolarda $30 \times 30 \times 5 \text{ cm}^3$ olarak alınmıştır. Ancak derinliğe bağlı doz değerleri hesaplanırken geometrinin simetrisi nedeniyle doz hesaplama noktalarını yatay eksenlerden sadece birisi üzerinde seçmek yeterlidir. Bu nedenle, fantom içerisindeki doz noktaları belirlenirken, voksellerin yerleştirileceği yatay eksen olarak x-ekseni tercih edildi. Buna bağlı olarak da 2-boyutlu ızgara geometrideki voksel dizilimi, fantomun merkez düzlemi üzerinde ve XZ-yöneliminde ayarlandı. Şekil 3.2’de görüldüğü gibi, fantom içerisinde ilgilenilen hacim bölgesinin boyutları; x-ekseni için $[-3.0 \text{ cm}, 3.0 \text{ cm}]$, z-ekseni içinse $[0.0 \text{ cm}, 1.0 \text{ cm}]$ aralığındadır. Izgara geometrisinde yerleştirilen voksellerin, y-eksenindeki kenar uzunlukları da $z = 0.1 \text{ cm}$ ’ye kadar olan derinliklerde 0.02 cm ’dir. $z = 1 \text{ cm}$ ’ye kadar olan daha derin noktalarda ise vokseller kübik yapıdadır.

EGSnrc kod paketinde yer alan DOSXYZnrc kullanıcı kodu, fantom yüzeyine gelen foton demetinin şeklini programın giriş dosyasındaki bazı parametreleri kullanarak belirlemektedir. Bu çalışmada, DOSXYZnrc programı ile gerçekleştirilen bütün doz hesaplamalarında giriş dosyasında ISOURCE parametresinin değeri 1 olarak seçildi. Bu sayede, foton demetinin şekli, fantom yüzeyine kare bir alan içerisinden giren paralel foton demeti olarak tanımlanmış oldu. Demetin giriş açısı ve kare alanın kenar uzunlukları ise her bir hesaplama için kullanılacak tedavi alanının genişliğine göre ayrı ayrı belirlendi. Voksel tabanlı geometride hesaplanan nokta doz değerlerinin karşılaştırılması sırasında istatistiksel farkların yeterince ayırt edilebilir olabilmesi için doz değerlerindeki standart hata miktarlarının %0.2' nin altında olmasına dikkat edildi. Nokta doz değerlerini istenen hassasiyette hesaplayabilmek için her senaryoda yaklaşık $\sim 1 \times 10^{11}$ nesil foton kullanılarak MC doz hesaplamalar gerçekleştirildi. Oldukça uzun süren bu hesaplamaların kabul edilebilir zaman dilimlerinde tamamlanabilmesi için paralel hesaplama teknikleri kullanıldı. İki ya da daha fazla işlemci çekirdeği üzerinde DOSXYZnrc programının aynı anda çalıştırılması sayesinde bu hesaplamaların makul sürelerde tamamlanması sağlanmış oldu. Bu amaçla, doz hesaplamalarının büyük bölümü, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK), Ulusal Akademik Ağ ve Bilim Merkezi (ULAKBİM) tarafından sağlanan Türkiye Ulusal Elektronik Altyapı Merkezindeki (TRUBA) yüksek performanslı küme bilgisayarlar sistemi üzerinde gerçekleştirilmiştir [42].

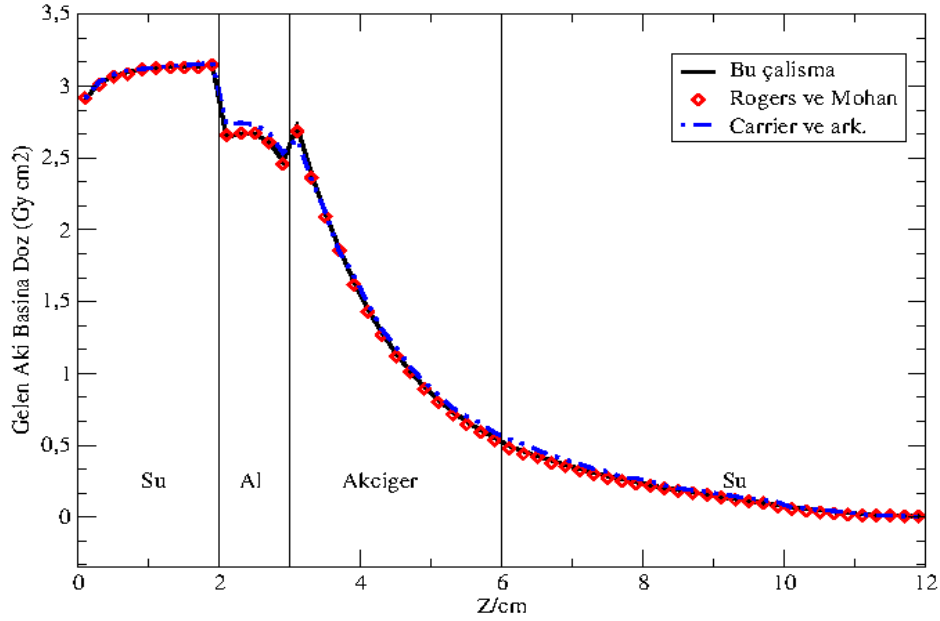
Elektronlar için kesim enerjisi 0.7 MeV, fotonlar için kesim enerjisi 0.01 MV olarak alındı. Rayleigh saçılması, fotoelektrik absorpsiyon ve Compton saçılması foton etkileşme türleri de parçacık transportunda dikkate alındı. Parçacık etkileşimleri için EGSnrc program paketinde yer alan XCOM tesir kesiti değerleri kullanıldı.

Cilt dozu ölçümlerinde ICRU ve Uluslararası Radyolojiksel Korunma Komitesi (ing. International Commission on Radiological Protection (ICRP)) tarafından temel tabaka olarak belirlenen ve yüzey dozu ölçümünde öngörülen derinlik olan 0.007 cm derinliği [30, 43] başta olmak üzere 1 cm derinliğe kadar 0.047 cm ve 0.087 cm, derinliklerinde voksel boyutları sırasıyla 0.004 cm x 0.02 cm x 0.004 cm, 0.008 cm x 0.02 cm x 0.008 cm ve 0.01 cm x 0.01 cm x 0.01 cm alınarak doz dağılımları karşılaştırıldı. Daha sonra cilt dozu çalışmalarında dermal tabaka olarak belirlenen 0.1 cm derinliği [43, 44] başta olmak üzere 1 cm derinliğe kadar 0.2 cm, 0.4

cm, 0.6 cm, 0.8 cm derinliklerde vokselin bir kenarının boyutu, 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1cm, 0.2 cm ve 0.25 cm alınarak, gelen foton kaynağının giriş noktasından itibaren yüksek parçacık geçişi olan ve doz değişiminin en yüksek olduğu ilgilenilen hacim bölgesindeki doz dağılımları yüksek çözünürlükte elde edildi. Yukarıda belirtilen senaryolardan elde edilen hesaplanmış doz değerleri, istatistiksel hata payları da dikkate alınarak belirli değerlerdeki farklı foton enerjileri için ve farklı boyutlardaki belirli tedavi alanlarında birbirleriyle karşılaştırılarak voksel boyut etkileri incelendi.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmadaki doz hesaplamalarının tamamı, EGSnrc MC kodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. EGSnrc kod paketi, literatürde çok sayıdaki çalışmada X-ışını doz hesaplamalarında kullanılmış ve bu nedenle kesin doz değerlerinin belirlenmesindeki etkinliği ve güvenilirliği değişik uygulamalarda bir çok kez gösterilmiştir [15, 23, 24, 45]. Bununla birlikte, kullandığımız bilgisayar sistemleri üzerinde kurulumunu yaptığımız kod paketinin tez çalışmasındaki hesaplamaların gerektirdiği sınırlar içerisinde kullanılabilirliğinin de ayrıca gösterilmesi gerekmektedir. Bunun için tez çalışmasındaki doz hesaplamalarına başlamadan önce Rogers ve Mohan [46] tarafından tasarlanan ve ayrıca Carrier ve ark. [47] tarafından da kullanılmış olan özel bir geometri, bu çalışmada da birebir modellendi. Buna göre, bilgisayarda modellenen ortam; su, alüminyum, akciğer dokusu ve su materyallerinden meydana gelen sıralı dört katmandan oluşmaktadır. Monoenerjitik X-ışını kaynağının enerjisi 20 MeV olarak seçildi. Bu enerji değeri, sonraki hesaplamalarda kullanılacak en yüksek X-ışını enerjisinin (10MeV) üzerinde olduğundan, etkileşmeler sırasında meydana gelmesi muhtemel her enerjideki fotonlar için EGSnrc kodunun test edilmesini mümkün kılmaktadır. EGSnrc kodunun çalıştırılması ile elde edilen derinliğe bağlı doz eğrileri, diğer iki çalışma ile karşılaştırıldı.



Şekil 4.1. DOSXYZnrc ile oluşturulan çoklu dikdörtgensel fantom için elde edilen derinliğe bağlı gelen aki başına doz değişimi ve literatürdeki çalışmalar ile karşılaştırılması

Bu karşılaştırmalara ait grafik Şekil 4.1’ de verilmiştir. Buna göre, bu çalışmada elde edilen derinlik-doz eğrisi ile diğer iki çalışmada elde edilen derinlik-doz eğrileri arasındaki farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu ve birbirleriyle çok iyi bir uyum içinde oldukları gözlemlendi. Bu yolla, EGSnrc kodunun bu çalışmada gerek duyulan ortam ve enerji değerlerinde yüksek hassasiyetle doz değerlerini hesaplayabildiği gösterilmiş oldu.

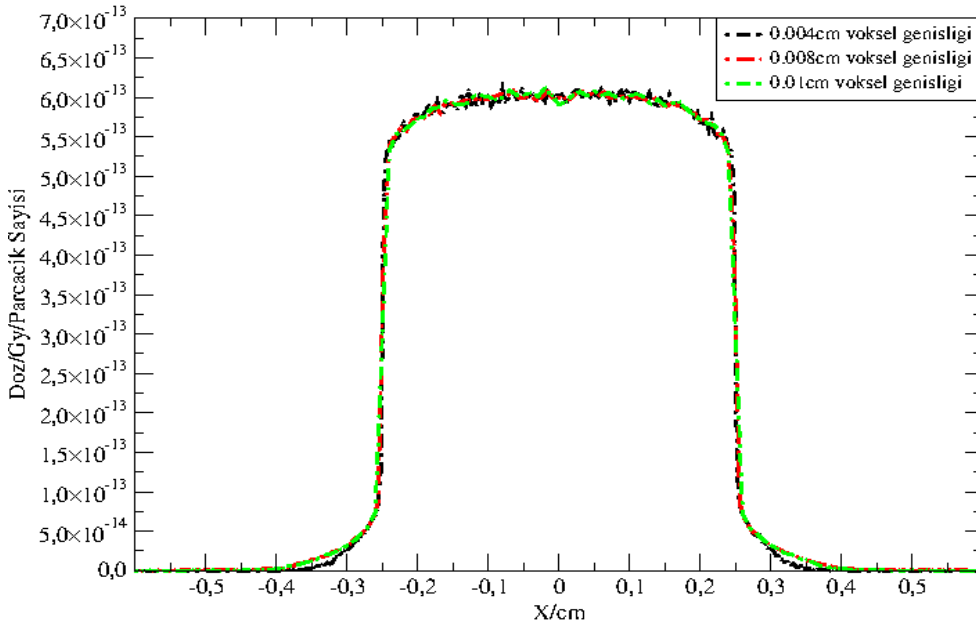
Bu bölümde, Şekil 3.1’ de gösterilen su fantomu içerisinde DOSXYZnrc kullanıcı kodu ile gerçekleştirilen MC doz hesaplamalarının sonuçları ve bu sonuçların analizleri yer almaktadır. Bu çalışmada elde edilen bulgular, üç alt başlıkta incelenmiştir.

4.1. Birinci Aşama Çalışma Sonuçları

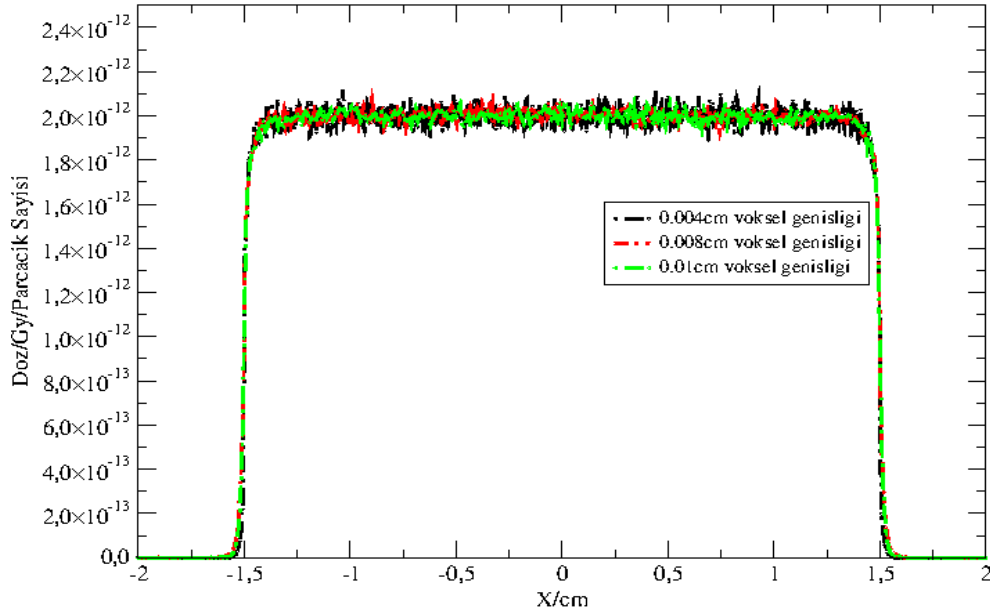
Tez çalışmasının bu bölümünde, fantom yüzeyine dik olarak gelen 1MeV enerjili monoenerjitik foton demeti için farklı tedavi alanlarında $z = 1 \text{ cm}$ ' ye kadar olan doz değerleri karşılaştırıldı. Bunun için, demetin yüzeye giriş doğrultusuna bağlı olarak yatay veya dik eksenlerden herhangi birisi üzerinde alınan doz değerleri hesaplandı. Ardından aynı düzlem için farklı voksel boyutlarında ayrı ayrı elde edilen doz değerlerinin nokta bazlı olarak birbirleriyle karşılaştırılması yoluyla voksel boyut etkileri incelendi.

4.1.1. 1 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğe Kadar Farklı Tedavi Alanlarında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

1 MeV enerjili monoenerjitik foton kaynağı kullanılarak $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ farklı tedavi alanlarında ICRU ve ICRP Komiteleri tarafından temel tabaka olarak belirlenen $z=0.007 \text{ cm}$ derinliği başta olmak üzere dermal tabaka olarak belirlenen $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğe kadar belirli derinliklerde voksel boyutlarına göre doz dağılımları karşılaştırıldı.



Şekil 4.2. $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $0.004 \times 0.02 \times 0.004 \text{ cm}^3$, $0.008 \times 0.02 \times 0.008 \text{ cm}^3$ ve $0.01 \times 0.01 \times 0.01 \text{ cm}^3$ voksel boyutlarında $z=0.007 \text{ cm}$ derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



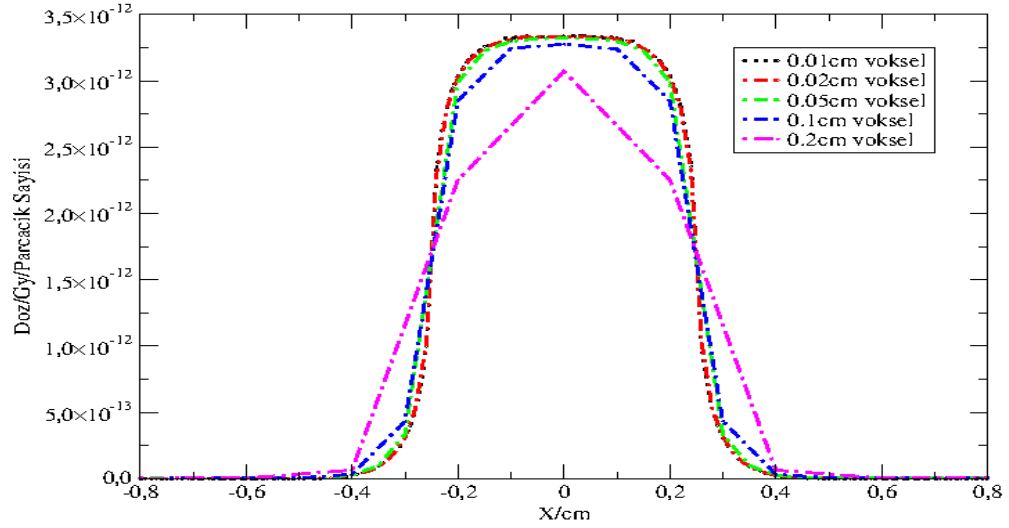
Şekil 4.3. 3x3 cm² tedavi alanında 0.004x0.02x0.004 cm³, 0.008x0.02x0.008 cm³ ve 0.01x0.01x0.01 cm³ vöksel boyutlarında z=0.007 cm derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları

Cilt dozu ölçümlerinde temel tabaka olarak belirlenen z=0.007 cm derinliğinden z=0.1 cm derinliğine kadar, tedavi alan boyutları ise 0.5x0.5 cm² den 3x3 cm² tedavi alan boyutlarına kadar bu çalışmada kullanılan farklı vöksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vöksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil 4.2' de ve Şekil 4.3' de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 MeV monoenerjetik foton kaynağında hesaplamalarda kullanılan tüm tedavi alanlarında 0.1 cm derinliğe kadar 0.01 cm vöksel kenar uzunluğunun, yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır

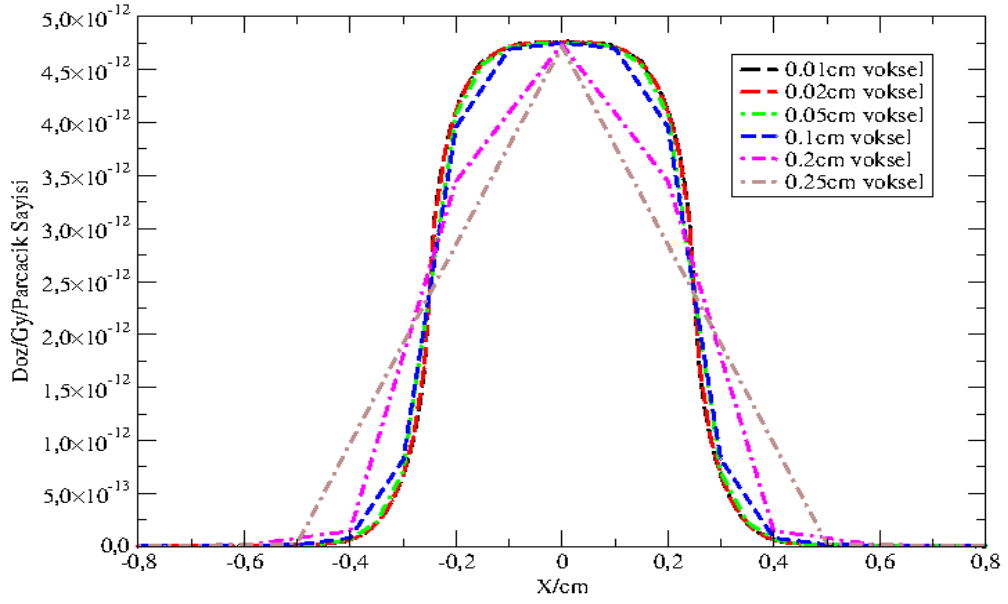
4.1.2. 1 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 0.5x0.5 cm² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 1 MeV ve tedavi alanı 0.5x0.5 cm² için; z=0.1 cm derinliğinden itibaren sırasıyla z=0.2 cm, z=0.4 cm, z=0.6 cm, z=0.8

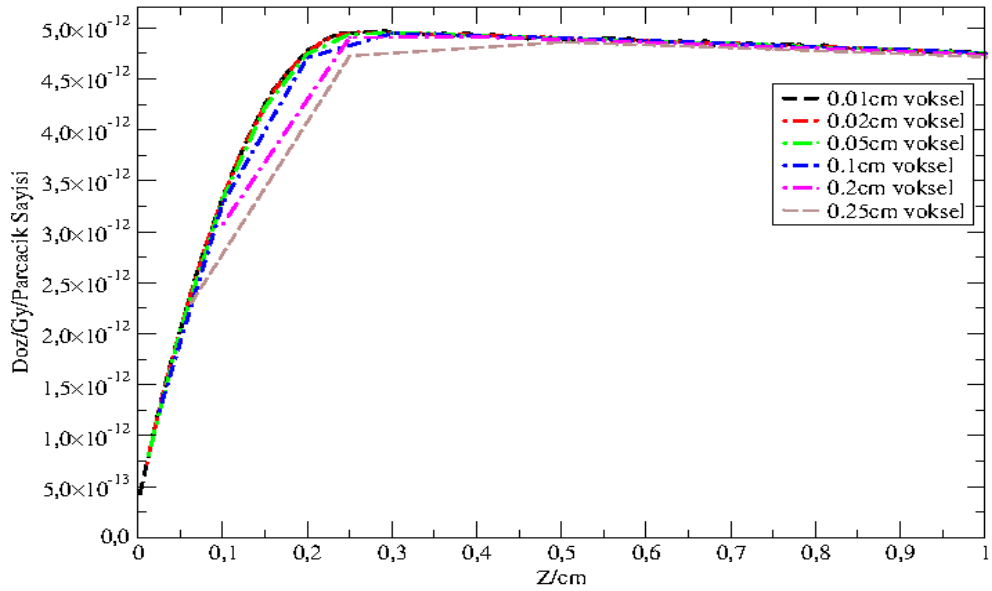
cm ve $z=1$ cm derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan vöksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



Şekil 4.4. 0.5×0.5 cm² tedavi alanında $z=0.1$ cm derinliğinde vöksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.5. 0.5x0.5 cm² tedavi alanında z=1 cm derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.6. 0.5x0.5 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları

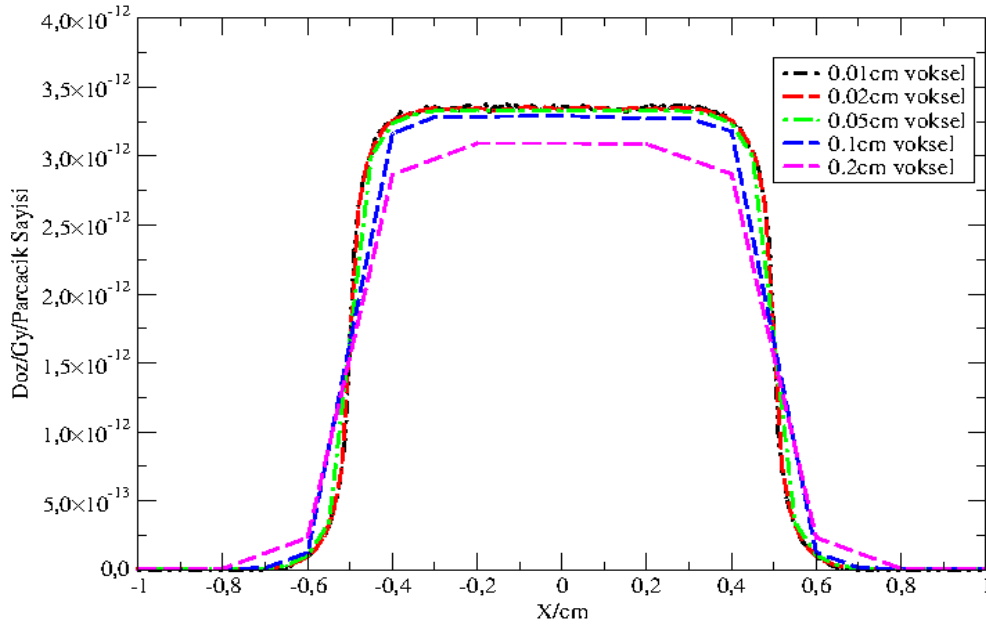
1 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm vöksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.4’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %34, 0.1 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında %6’ lık farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.05 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %2’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.05 cm vöksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde vöksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vöksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, 0.2 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %18, 0.1 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %2’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.5’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.1 cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında %5, 0.2 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %4’ lük farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.6’ da gözlenmiştir. Bu sebeple 0.1 cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağlı doz hesaplamalarında kullanılabileceği görülmüştür.

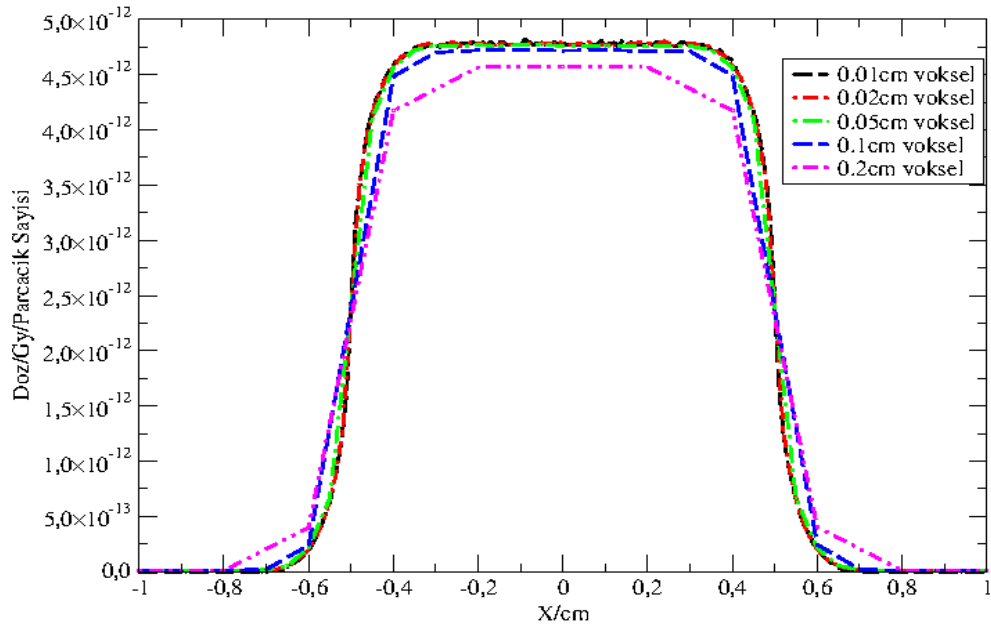
Sonuç olarak 1 MeV foton demetleri için $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm’ den 1 cm derinliğe kadar 0.05 cm’ lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.1 cm’ lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

4.1.3. 1 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 1x1 cm² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

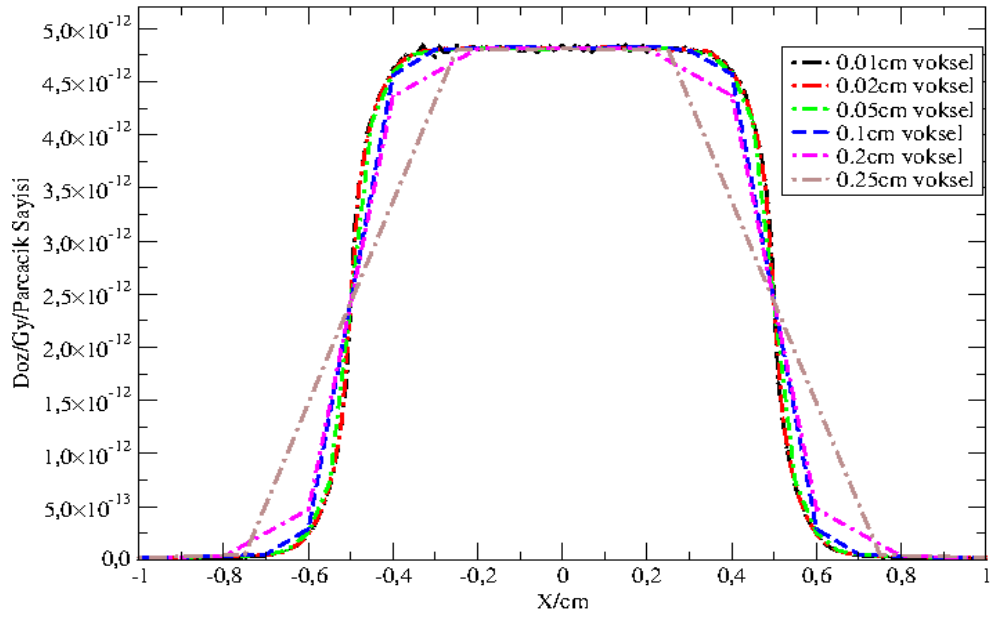
Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 1 MeV ve tedavi alanı 1x1 cm² için; z=0.1 cm derinliğinden itibaren sırasıyla z=0.2 cm, z=0.4 cm, z=0.6 cm, z=0.8 cm ve z=1 cm derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan voksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



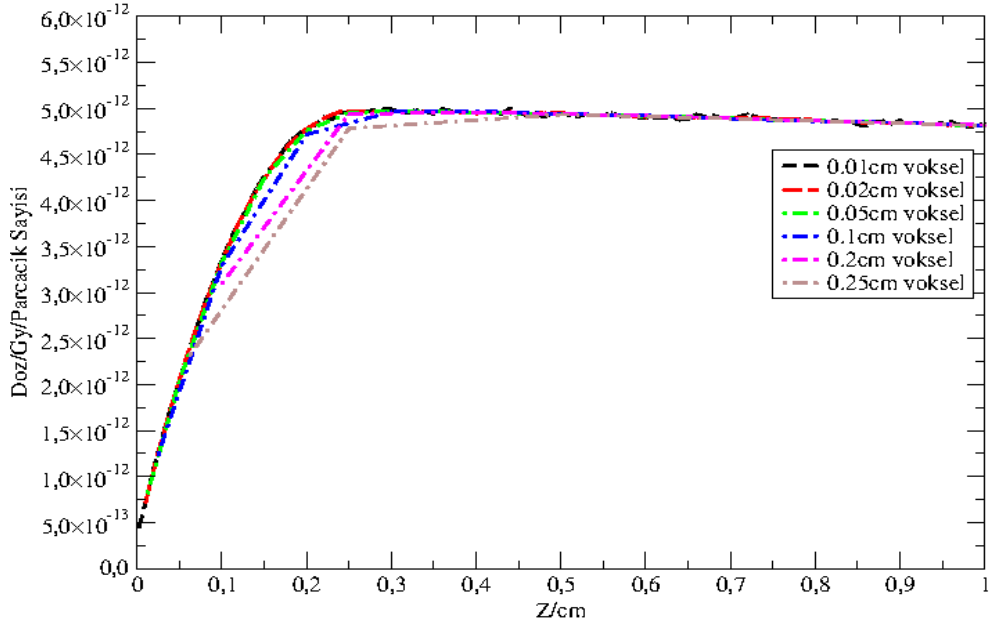
Şekil 4.7. 1x1 cm² tedavi alanında z=0.1 cm derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.8. 1x1 cm² tedavi alanında z=0.2 cm derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.9. 1x1 cm² tedavi alanında z=1 cm derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.10. 1x1 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları

1 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar 1x1 cm² tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.7’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %14, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %6’ lık farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.05 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %1’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.05 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

0.2 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %9, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.8’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.2 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel

boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.4 cm, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde vokal kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vokal boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

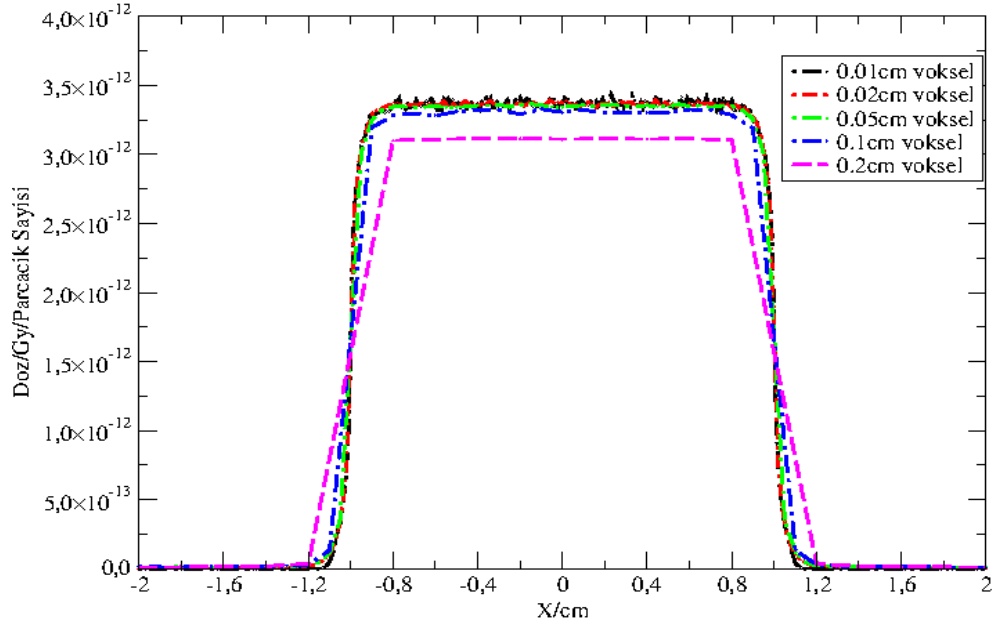
1 cm derinliğinde, 0.2 cm vokal kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %5, 0.1 cm vokal boyutu kullanıldığında yaklaşık %2' lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.9' da gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.1 cm vokal kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli vokal boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm vokal kenar uzunluğu kullanıldığında %6, 0.2 cm vokal boyutu kullanıldığında yaklaşık %4' lük farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.1 cm vokal kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %2' lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.10' da gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.1 cm vokal kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağlı doz hesaplamalarında kullanılabileceği görülmüştür.

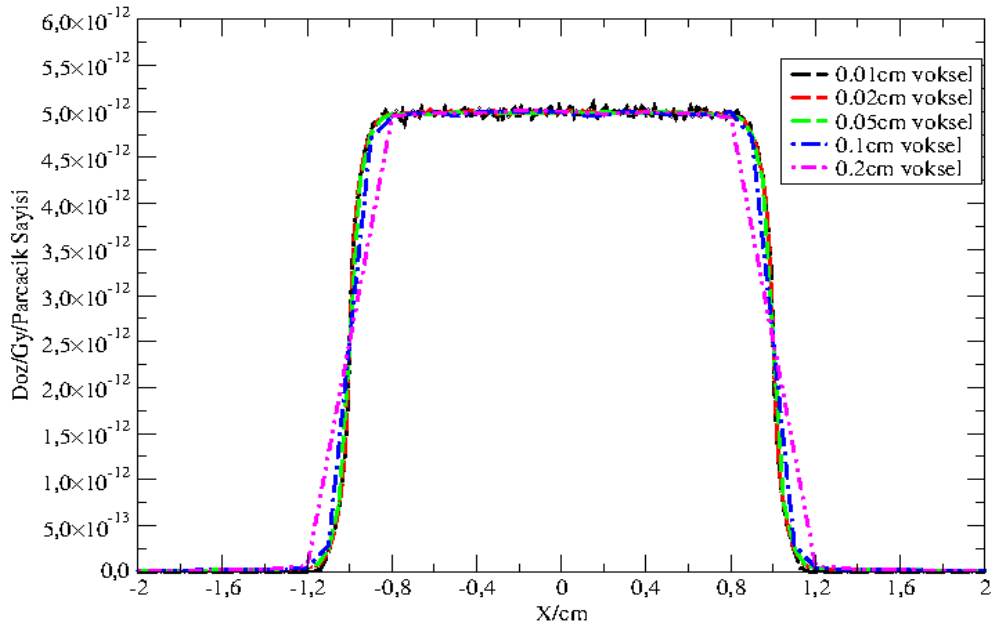
Sonuç olarak 1 MeV foton demetleri için 1x1 cm² tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm derinliğinde 0.05 cm' lik vokal kenar uzunluğu değerinin ideal vokal boyutu olduğu, 0.2 cm' den 1 cm derinliğe kadar ise 0.1 cm' lik vokal kenar uzunluğu değerinin ideal vokal boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

4.1.4. 1 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 2x2 cm² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

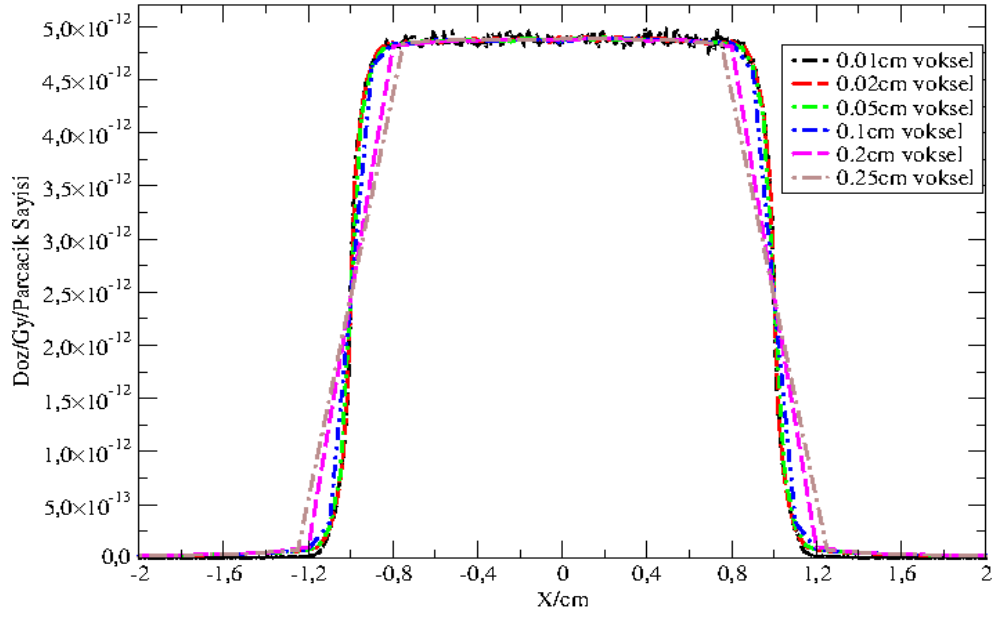
Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 1 MeV ve tedavi alanı 2x2 cm² için; z=0.1cm derinliğinden itibaren sırasıyla z=0.2 cm, z=0.4 cm, z=0.6 cm, z=0.8 cm ve z=1 cm derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan vokal boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



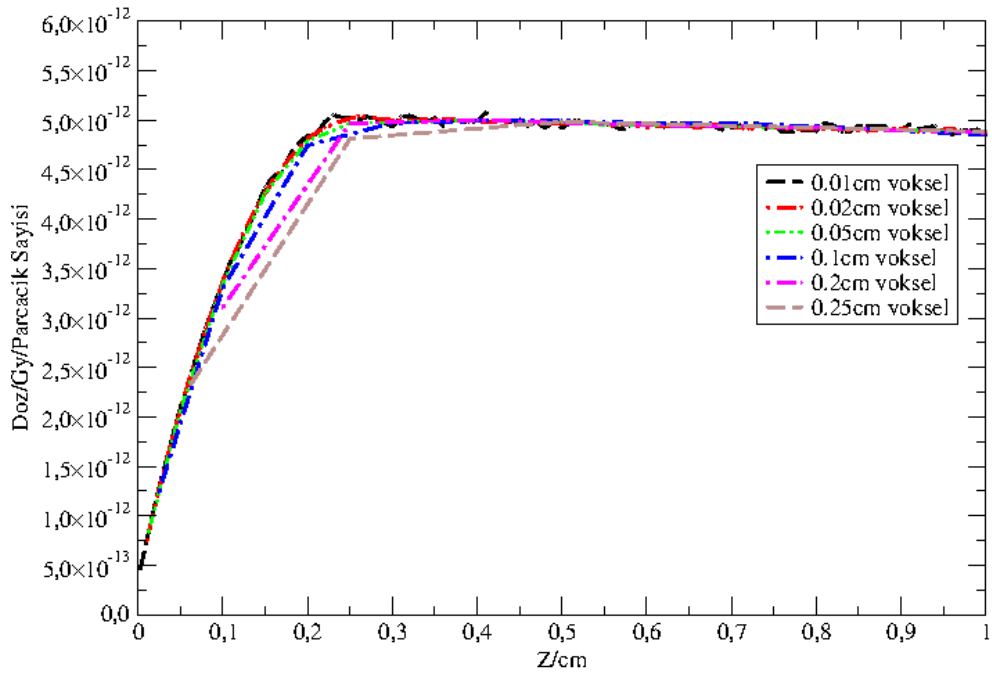
Şekil 4.11. 2x2 cm² tedavi alanında z=0.1 cm derinliğinde vöksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.12. 2x2 cm² tedavi alanında z=0.4 cm derinliğinde vöksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.13. 2x2 cm² tedavi alanında z=1 cm derinliğinde voksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.14. 2x2 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları

1 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar $2 \times 2 \text{ cm}^2$ tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.11’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %8, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %2’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.12’de görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %2’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, tedavi alanı kenarları haricinde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisi için fantomun merkezine doğru yatay düzlemde elde edilen doz değerlerinde meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil 4.13’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.25 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

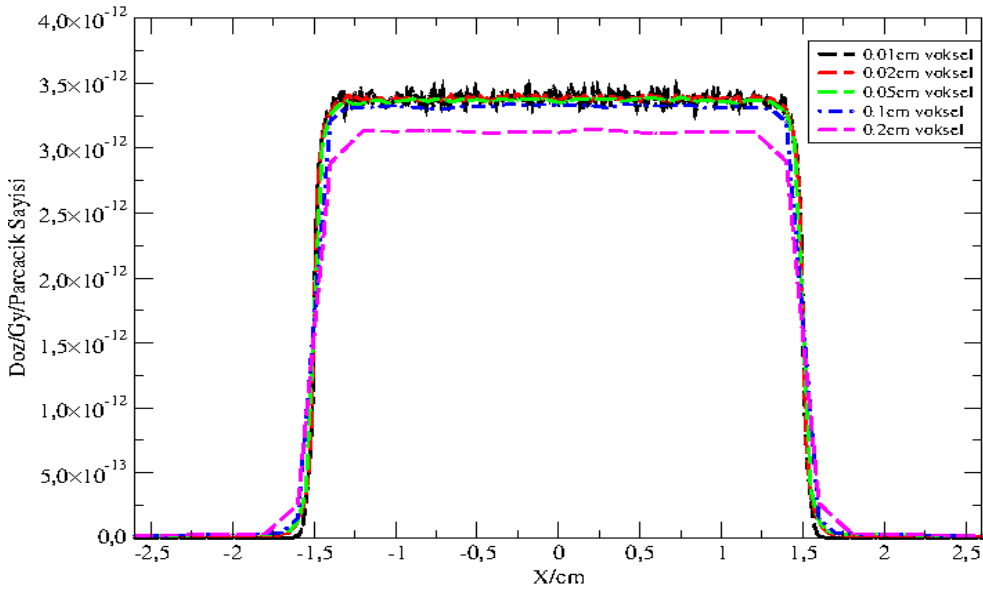
Ayrıca Şekil 4.14’ de görüldüğü gibi 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu gözlenmiştir. Bu sebeple 0.25

cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağılı doz hesaplamalarında kullanılabileceğı görölmüşür.

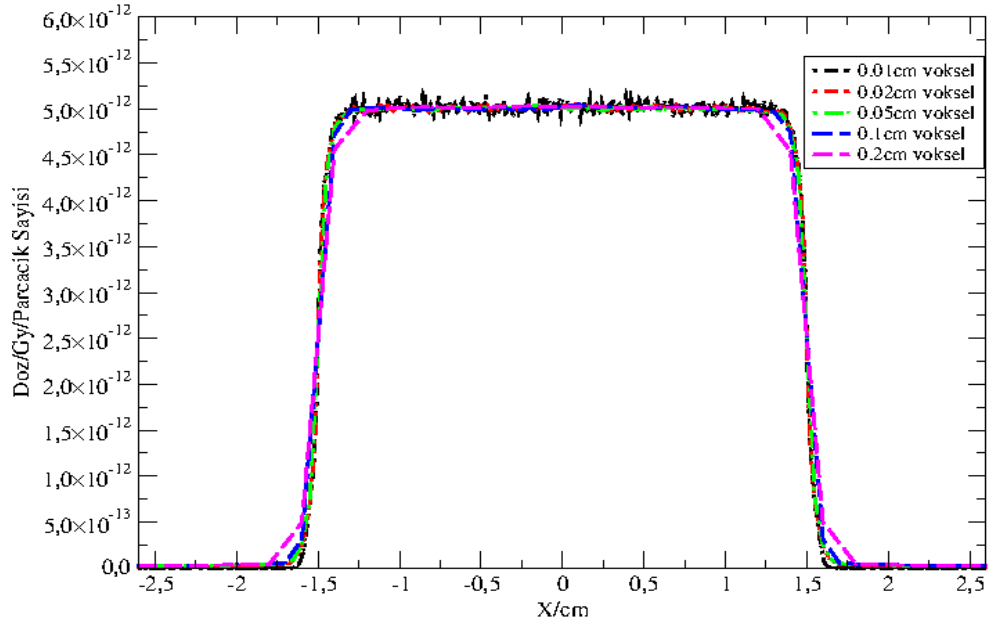
Sonuç olarak 1 MeV foton demetleri için 2x2 cm² tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm' den, 0.4 cm derinliğe kadar 0.1 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değeriinin ideal vöksel boyutu olduğı, 0.4 cm' den 0.8 cm derinliğe kadar 0.2 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değeriinin ideal vöksel boyutu olduğı, 1 cm derinliğinde ise 0.25 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değeriinin ideal vöksel boyutu olduğı kanısına varılmıştır.

4.1.5. 1 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 3x3 cm² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

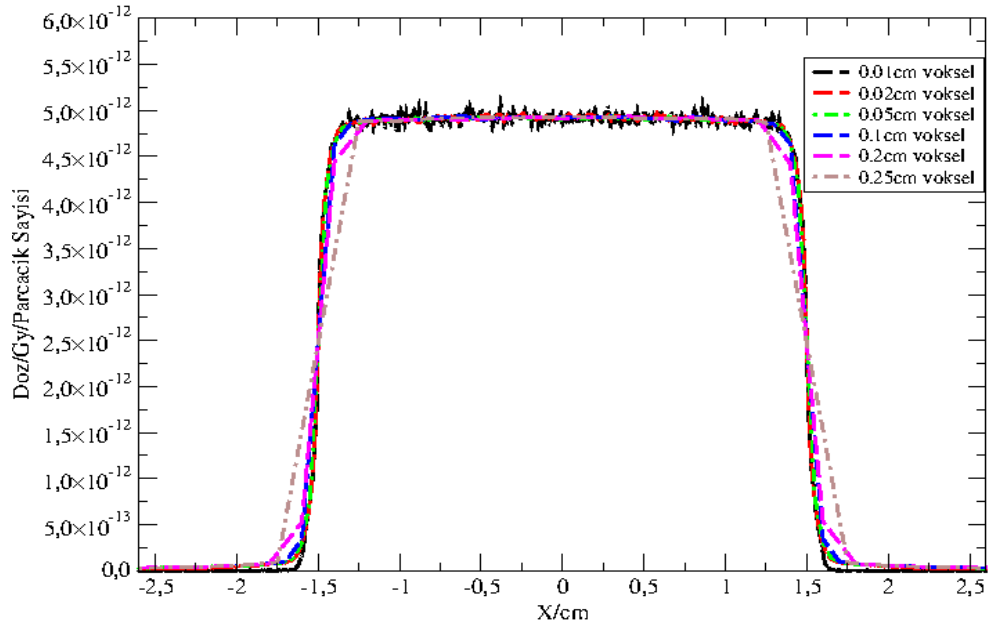
Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 1 MeV ve tedavi alanı 3x3 cm² için; z=0.1cm derinliğinden itibaren sırasıyla z=0.2 cm, z=0.4 cm, z=0.6 cm, z=0.8 cm ve z=1 cm derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan vöksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



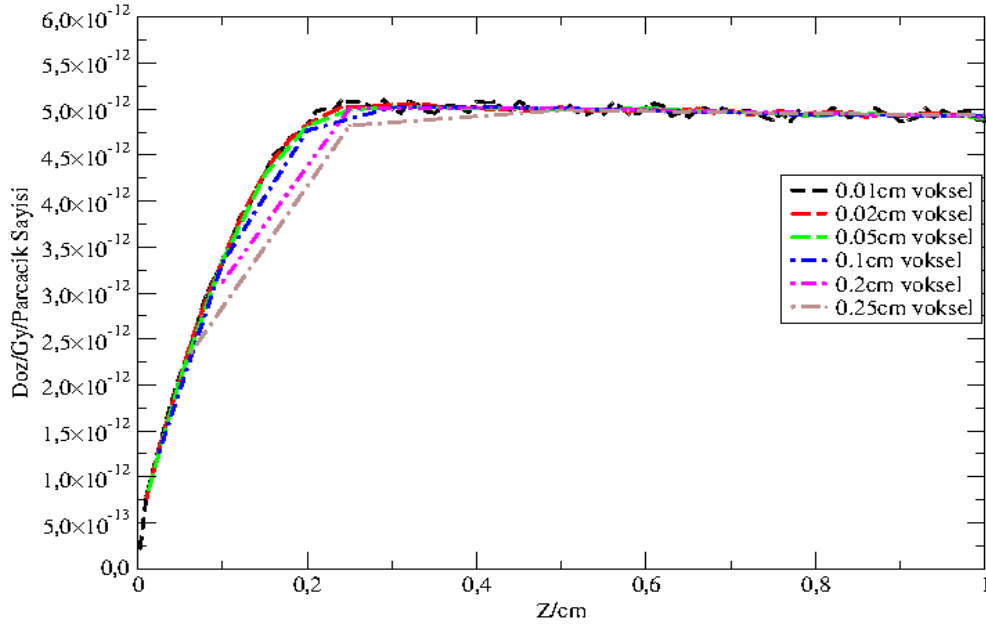
Şekil 4.15. 3x3 cm² tedavi alanında z=0.1cm derinliğinde vöksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.16. 3x3 cm² tedavi alanında z=0.4 cm derinliğinde vöksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.17. 3x3 cm² tedavi alanında z=1 cm derinliğinde vöksel boyutlarına göre yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.18. 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları

1 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar 3x3 cm² tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.15’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %9, 0.1 cm voksel boyutu kullanıldığında ise yaklaşık %2’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.16’ da görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.2

cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde vöksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vöksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerklerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, tedavi alanı kenarları haricinde vöksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisi için fantomun merkezine doğru yatay düzlemde elde edilen doz değerklerinde meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerklerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil 4.17' de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.25 cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

Ayrıca Şekil 4.18' de görüldüğü gibi 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağılı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %3' lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu gözlenmiştir. Bu sebeple 0.25 cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağılı doz hesaplamalarında kullanılabileceğı görülmüştür.

Sonuç olarak 1 MeV foton demetleri için 3x3 cm² tedavi alındığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm' den 0.4 cm derinliğe kadar 0.1 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değerklerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 0.4 cm' den 1 cm derinliğe kadar 0.2 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değerklerinin ideal vöksel boyutu olduğu 1 cm derinliğinde ise 0.25 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değerklerinin ideal vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

1 MeV enerjili foton için tedavi alan boyutuna göre 1 cm derinliğe kadar olan belirli derinliklerde elde edilen ideal vöksel boyut genişliği değerkleri Tablo 4.1'de belirtilmiştir.

Tablo 4.1. 1 MeV foton enerjisi için kullanılan tedavi alanına göre farklı derinliklerdeki ideal voksel kenar uzunluk değerleri

Derinlik (cm)	Tedavi Alan Boyutu (cm ²)			
	0.5x0.5 cm ²	1x1 cm ²	2x2 cm ²	3x3 cm ²
Z=0.007cm	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*
Z=0.047cm	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*
Z=0.087cm	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*
Z=0.1cm	0.05 cm	0.05 cm	0.1 cm	0.1 cm
Z=0.2cm	0.05 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm
Z=0.4cm	0.05 cm	0.1 cm	0.2 cm	0.2 cm
Z=0.6cm	0.05 cm	0.1 cm	0.2 cm	0.2 cm
Z=0.8cm	0.05 cm	0.1 cm	0.2 cm	0.2 cm
Z=1cm	0.1 cm	0.1 cm	0.25 cm	0.25 cm

* Voksel kübik formda değildir.

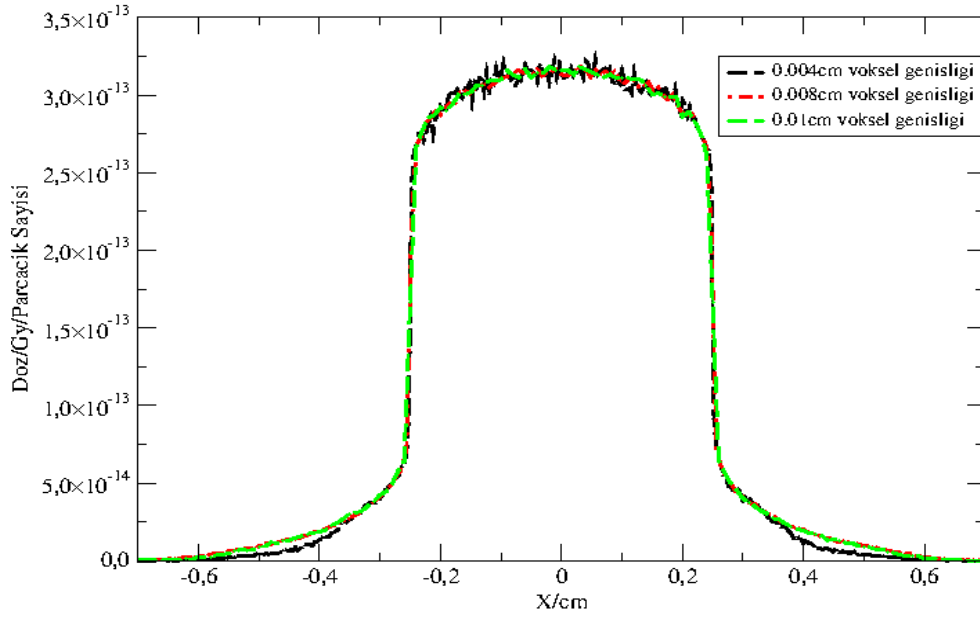
Bulunan bu voksel boyutları değer olarak bu genişliklerin altına inildiğinde doz değerlerinde dikkate değer bir değişim gözlenmediğinden güvenle kullanılabilecek ideal voksel kenar uzunluk değerleri olarak belirlenmiştir.

4.2. İkinci Aşama Çalışma Sonuçları

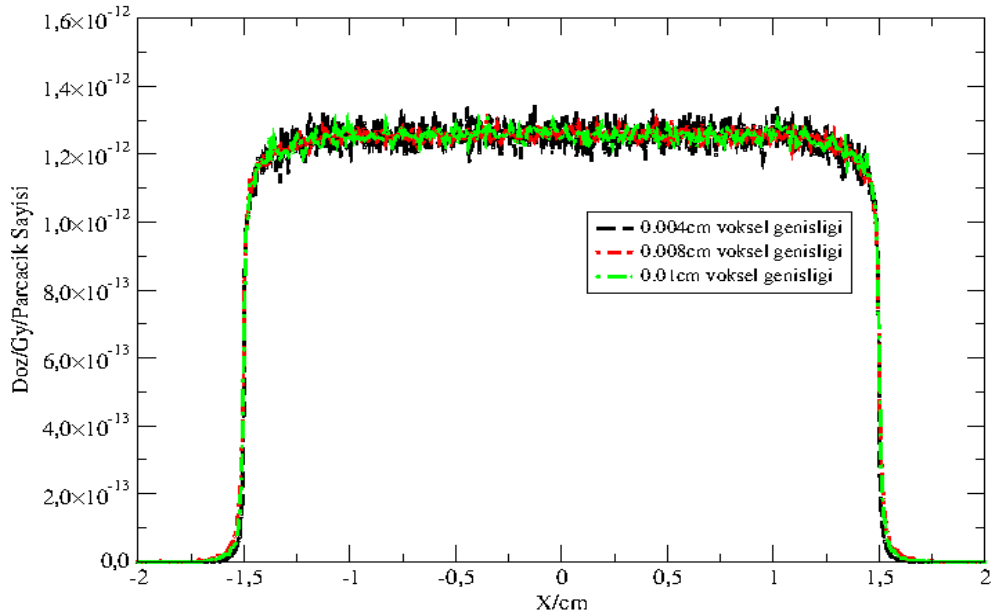
Fantoma dik olarak gelen farklı enerji boyutunda monoenerjitik foton kaynağı kullanılarak farklı tedavi alanlarında z=1 cm' ye kadar olan belirli derinliklerde kullanılan voksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.

4.2.1. 2 MeV, 4 MeV, 6 MeV, 8 MeV ve 10 MeV Foton Enerjilerinde 0.1 cm Derinliğe Kadar Farklı Tedavi Alanlarında Elde Edilen Hesaplama Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

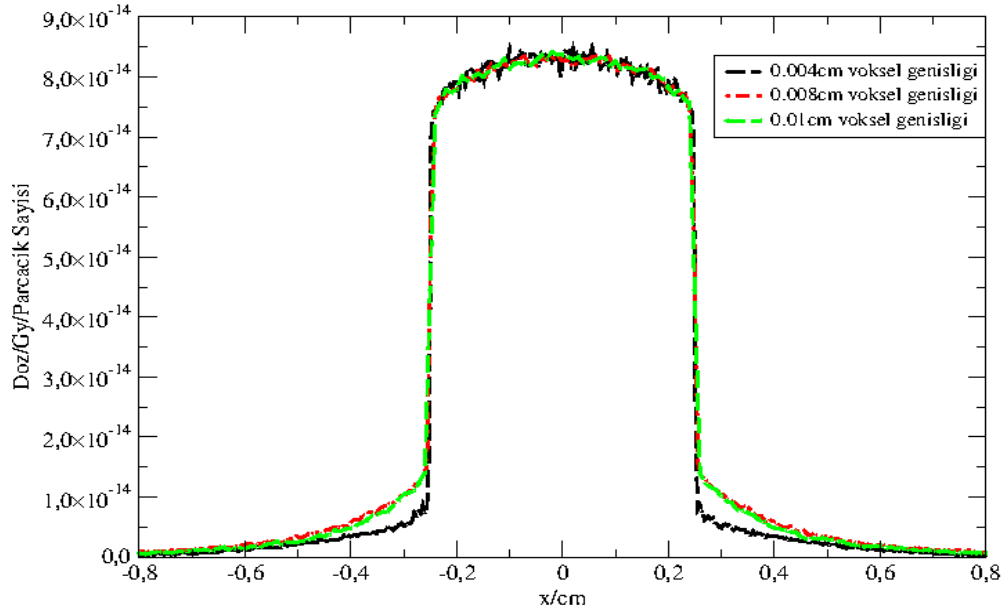
Fantoma dik olarak gelen 2 MeV, 4 MeV, 6 MeV, 8 MeV ve 10 MeV monoenerjitik foton kaynağı kullanılarak 0.5x0.5 cm² ile 3x3 cm² farklı tedavi alanlarında ICRU ve ICRP Komiteleri tarafından temel tabaka olarak belirlenen z=0.007 cm derinliği başta olmak üzere dermal tabaka olarak belirlenen z=0.1 cm derinliğe kadar belirli derinliklerde voksel boyutlarına göre doz dağılımları karşılaştırıldı.



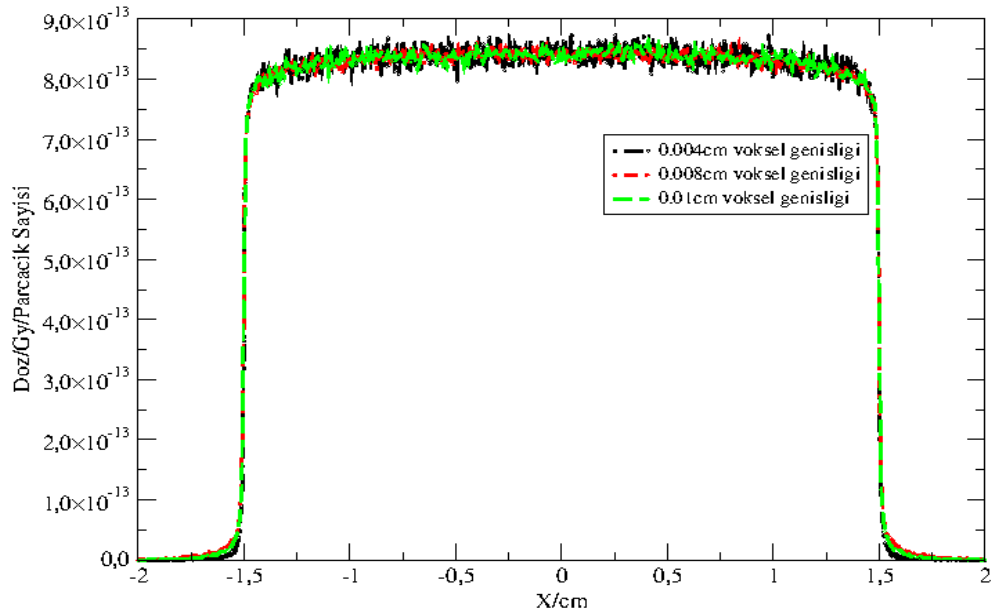
Şekil 4.19. Foton enerjisi 2 MeV, $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $0.004 \times 0.02 \times 0.004 \text{ cm}^3$, $0.008 \times 0.02 \times 0.008 \text{ cm}^3$ ve $0.01 \times 0.01 \times 0.01 \text{ cm}^3$ vöksel boyutlarında $z=0.007 \text{ cm}$ derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.20. Foton enerjisi 2 MeV, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $0.004 \times 0.02 \times 0.004 \text{ cm}^3$, $0.008 \times 0.02 \times 0.008 \text{ cm}^3$ ve $0.01 \times 0.01 \times 0.01 \text{ cm}^3$ vöksel boyutlarında $z=0.007 \text{ cm}$ derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.21. Foton enerjisi 10 MeV, $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $0.004 \times 0.02 \times 0.004 \text{ cm}^3$, $0.008 \times 0.02 \times 0.008 \text{ cm}^3$ ve $0.01 \times 0.01 \times 0.01 \text{ cm}^3$ voksel boyutlarında $z=0.007 \text{ cm}$ derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları

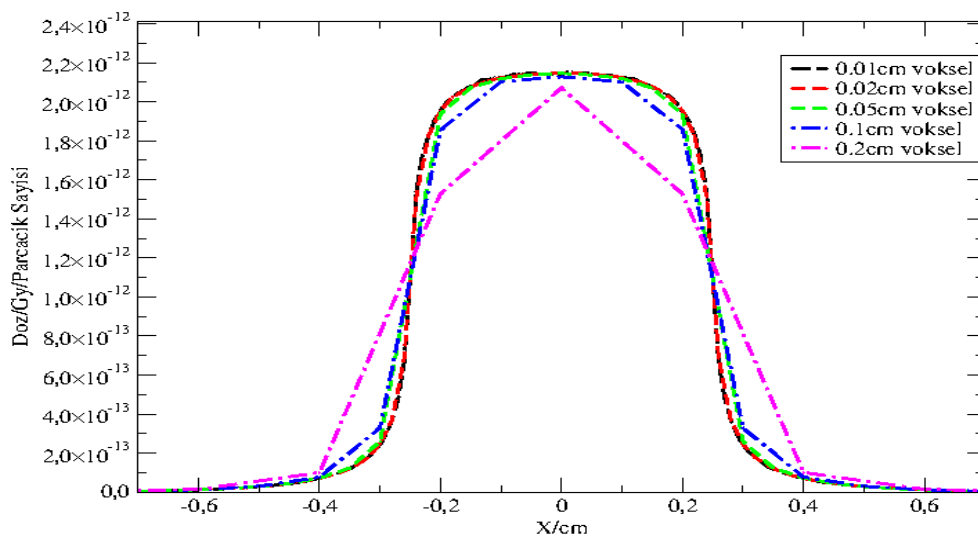


Şekil 4.22. Foton enerjisi 10 MeV, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $0.004 \times 0.02 \times 0.004 \text{ cm}^3$, $0.008 \times 0.02 \times 0.008 \text{ cm}^3$ ve $0.01 \times 0.01 \times 0.01 \text{ cm}^3$ voksel boyutlarında $z=0.007 \text{ cm}$ derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları

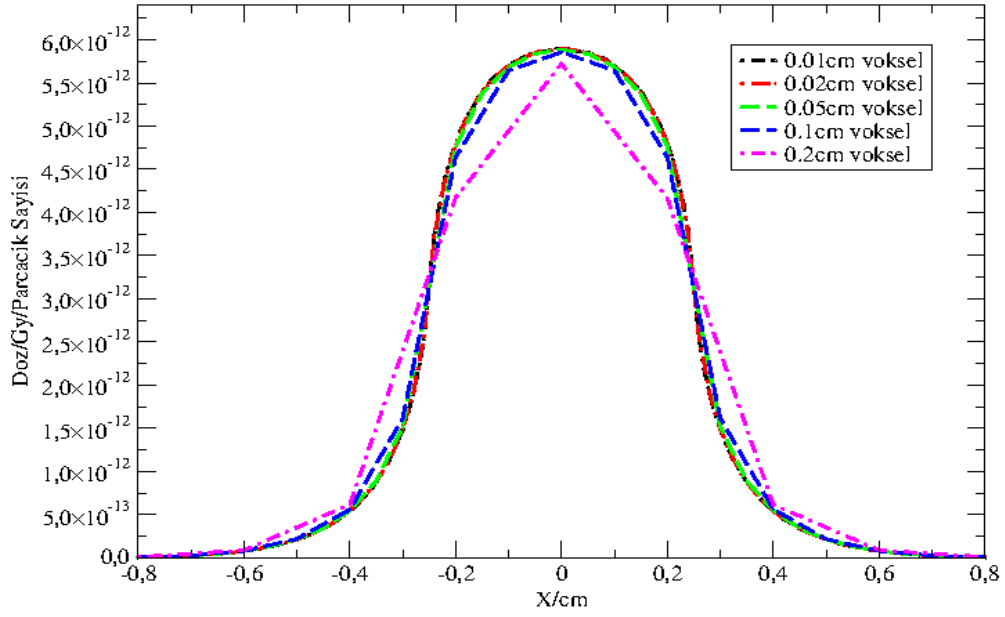
Cilt dozu ölçümlerinde temel tabaka olarak belirlenen $z=0.007$ cm derinliğinden $z=0.1$ cm derinliğine kadar, tedavi alan boyutları ise 0.5×0.5 cm² den 3×3 cm² tedavi alan boyutlarına kadar bu çalışmada kullanılan farklı vöksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vöksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil 4.19-4.22’de gözlenmiştir. Dolayısıyla hesaplamalarda kullanılan 0.5×0.5 cm² ve 3×3 cm² tedavi alan boyutlarında, 2 MeV, 4 MeV, 6 MeV, 8 MeV ve 10 MeV monoenerjistik foton kaynaklarında 0.1cm derinliğe kadar 0.01cm vöksel kenar uzunluğunun, yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır

4.2.2. 2 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 0.5×0.5 cm² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

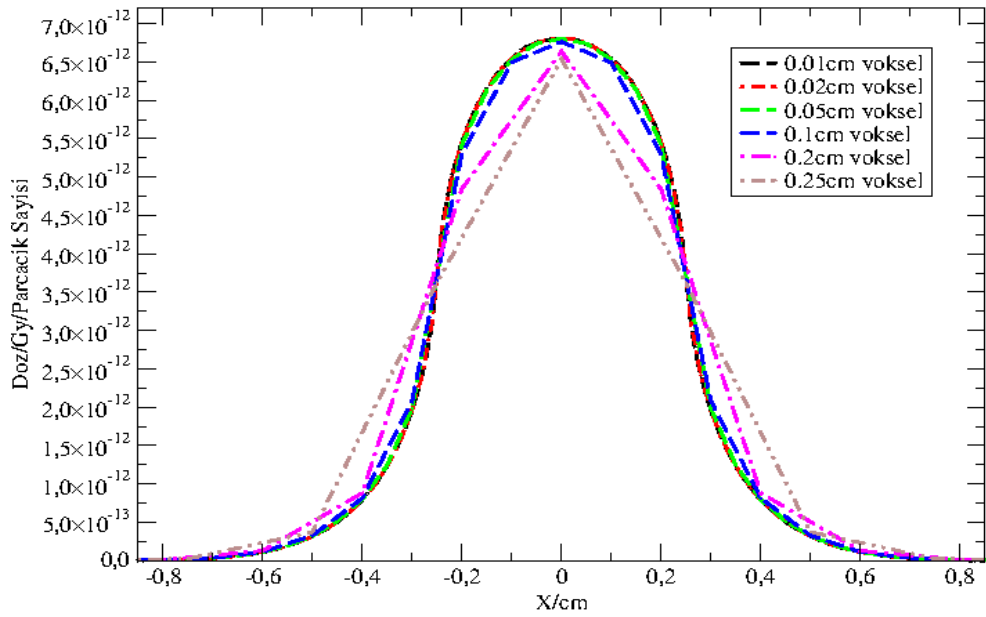
Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 2 MeV ve tedavi alanı 0.5×0.5 cm² için; $z=0.1$ cm derinliğinden itibaren sırasıyla $z=0.2$ cm, $z=0.4$ cm, $z=0.6$ cm, $z=0.8$ cm ve $z=1$ cm derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan vöksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



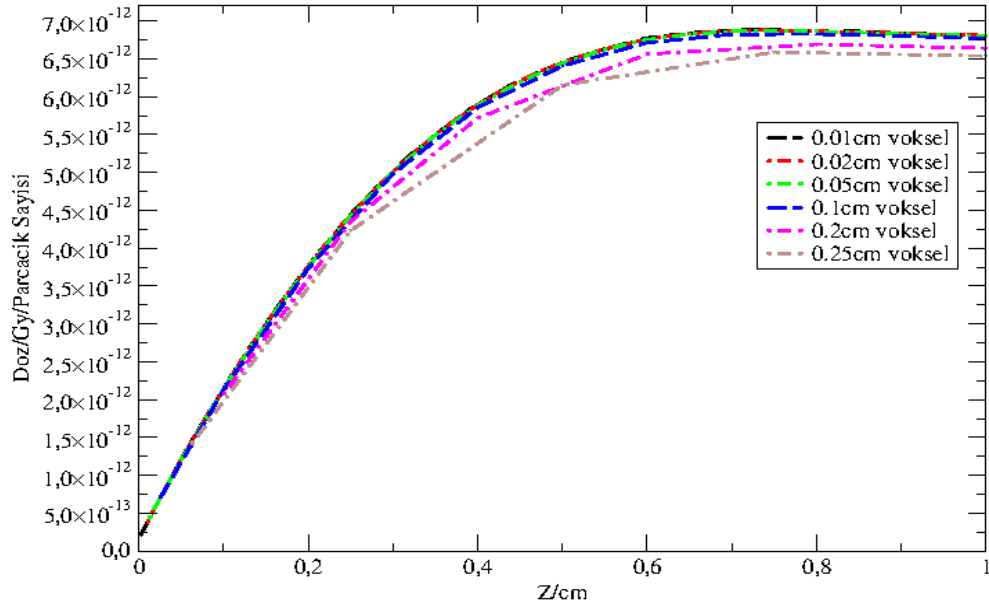
Şekil 4.23. 2 MeV foton enerjisinde 0.5×0.5 cm² tedavi alanında vöksel boyutlarına göre $z=0.1$ cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.24. 2 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=0.4 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.25. 2 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.26. 2 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları

2 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.23’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %38, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %5’ lik farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.05 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %1’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.05 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.24’ de görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %12, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden

olduğu gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.25’ de görüldüğü gibi 1 cm derinliğinde, 0.25 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %5, 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

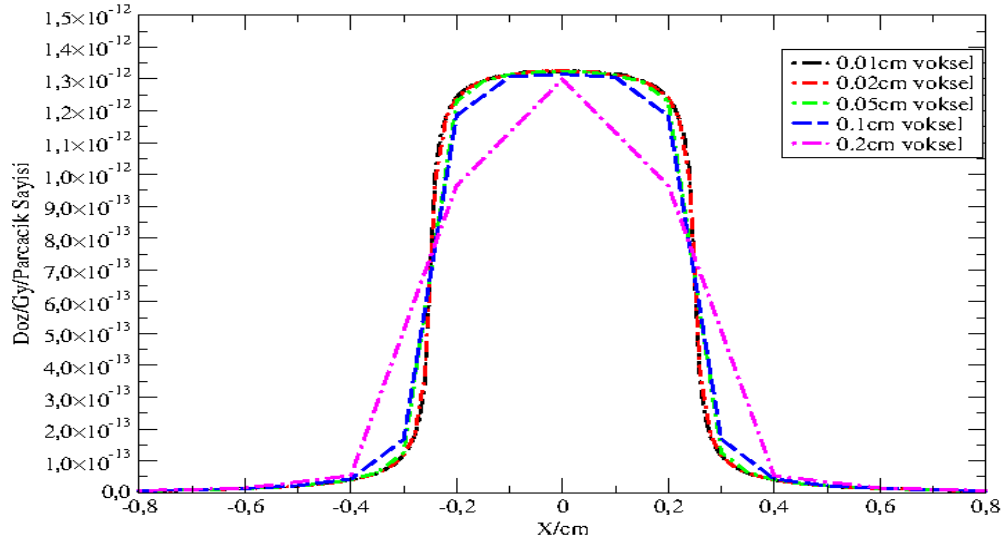
Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %5, 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.26’ da gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.2 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağlı doz hesaplamalarında güvenle kullanılabileceği görülmüştür.

Sonuç olarak 2 MeV foton demetleri için $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm ve 0.2 cm derinliğinde 0.05 cm’ lik voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu, 0.4 cm’ den 1 cm derinliğe kadar 0.1 cm’ lik voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.2 cm’ lik voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır

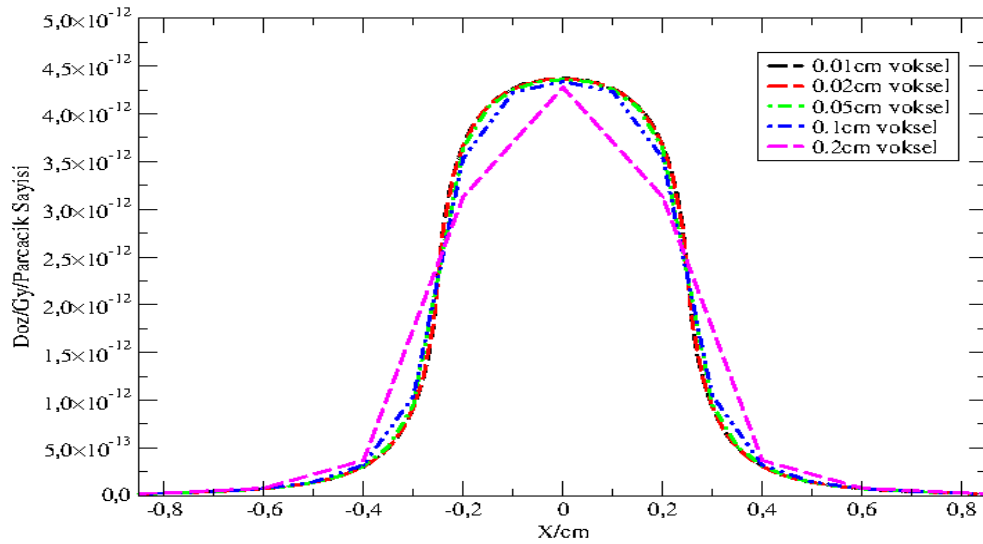
4.2.3. 4 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 4 MeV ve tedavi alanı $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ için; $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinden itibaren sırasıyla $z=0.2 \text{ cm}$, $z=0.4 \text{ cm}$, $z=0.6 \text{ cm}$, $z=0.8 \text{ cm}$ ve $z=1 \text{ cm}$ derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2

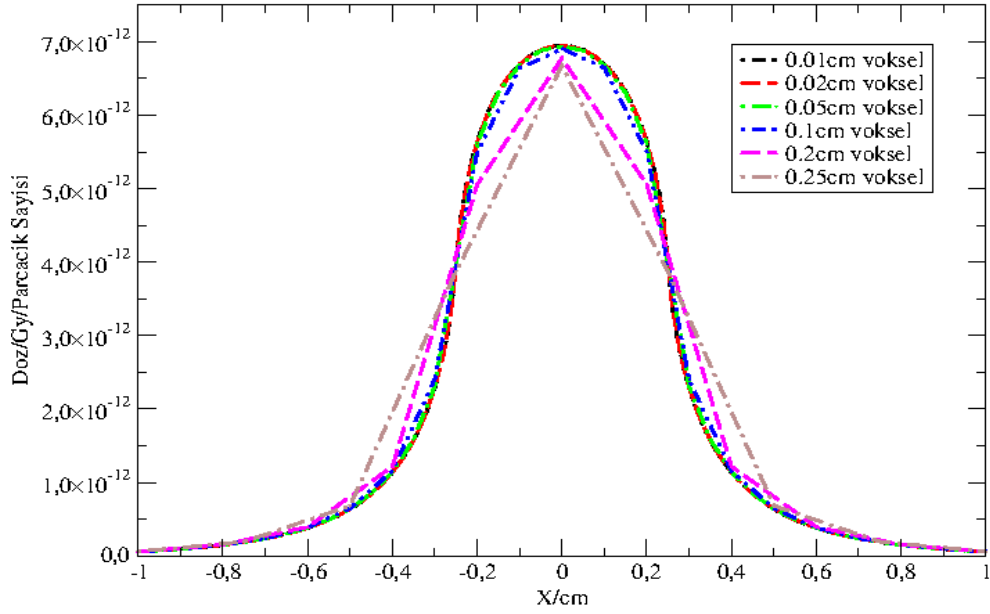
cm ve 0.25 cm olan voksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



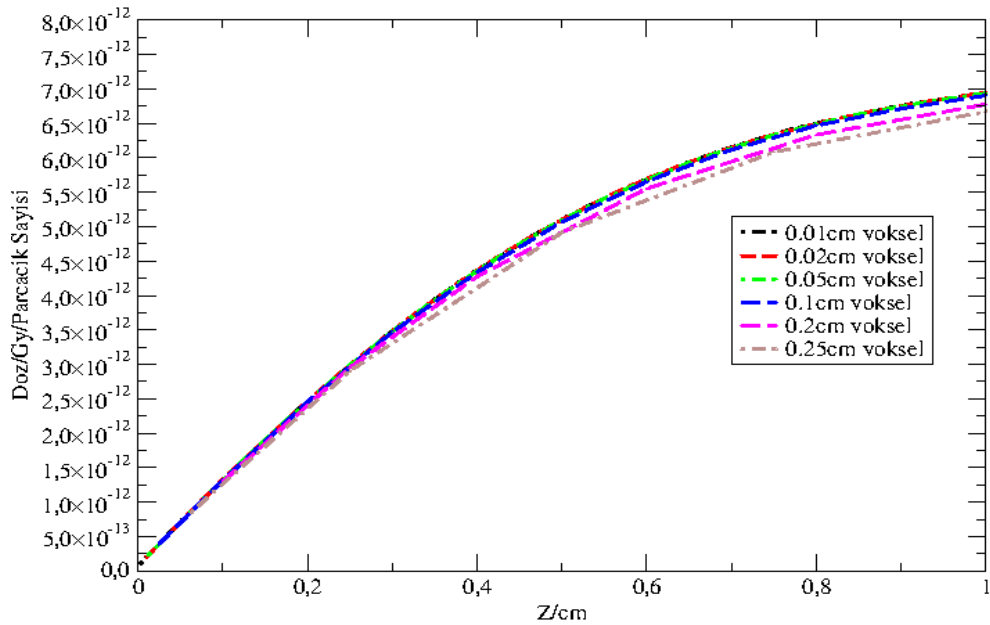
Şekil 4.27. 4 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.28. 4 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=0.4 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.29. 4 MeV foton enerjisiinde 0.5x0.5 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.30. 4 MeV foton enerjisiinde 0.5x0.5 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları

4 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.27’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %28, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %5’ lik farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.05 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %1’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.05 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.28’ de görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %16, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, 0.25 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %5, 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.29’ da gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

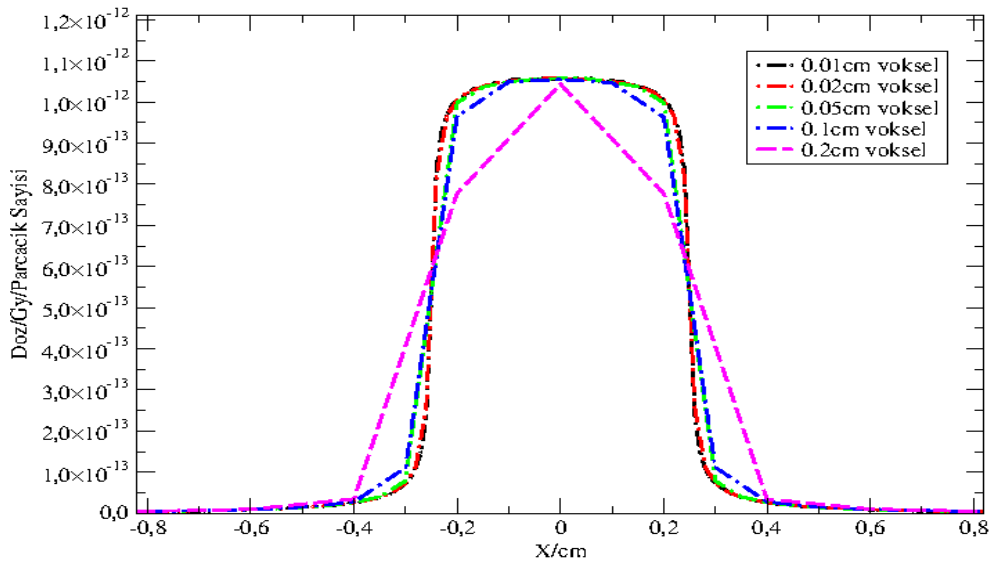
Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %4, 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu

Şekil 4.30' da gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.2 cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağlı doz hesaplamalarında güvenle kullanılabileceği görülmüştür.

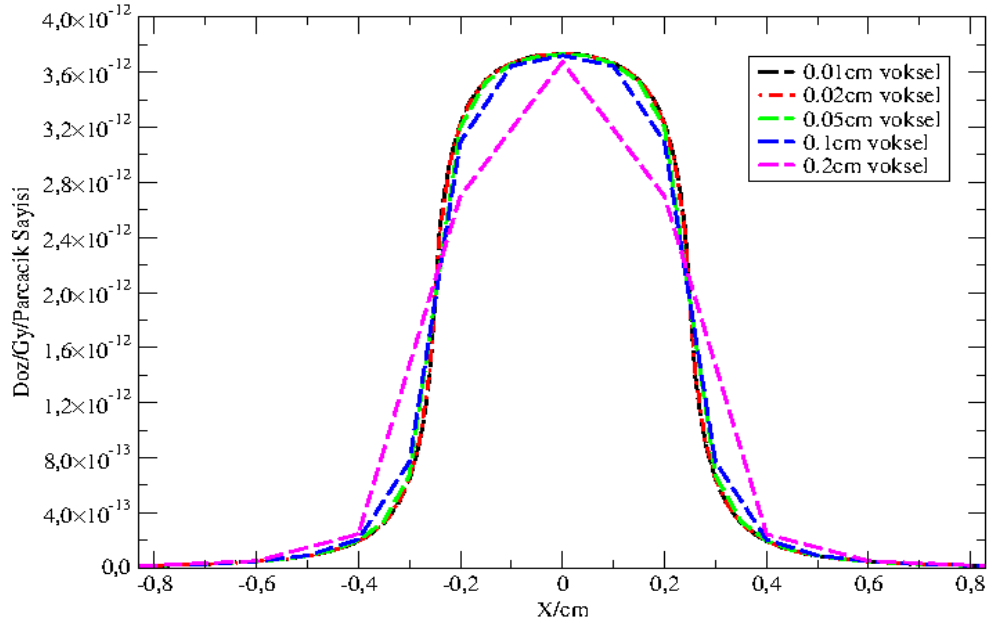
Sonuç olarak 4 MeV foton demetleri için $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm ve 0.2 cm derinliğinde 0.05 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 0.4 cm' den 1 cm derinliğe kadar 0.1 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.2 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

4.2.4.6 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

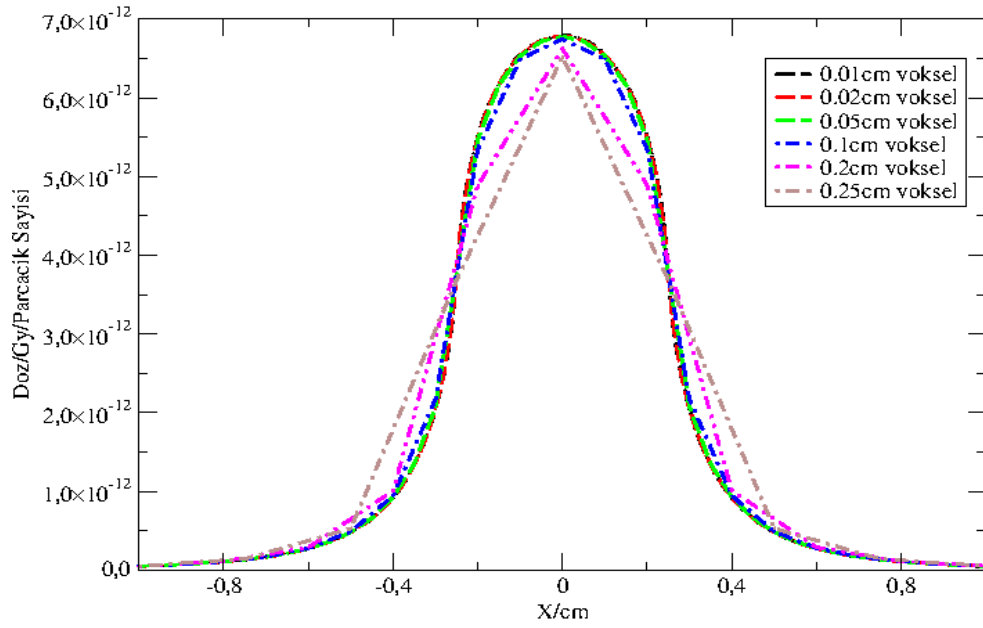
Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 6 MeV ve tedavi alanı $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ için; $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinden itibaren sırasıyla $z=0.2 \text{ cm}$, $z=0.4 \text{ cm}$, $z=0.6 \text{ cm}$, $z=0.8 \text{ cm}$ ve $z=1 \text{ cm}$ derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan vöksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



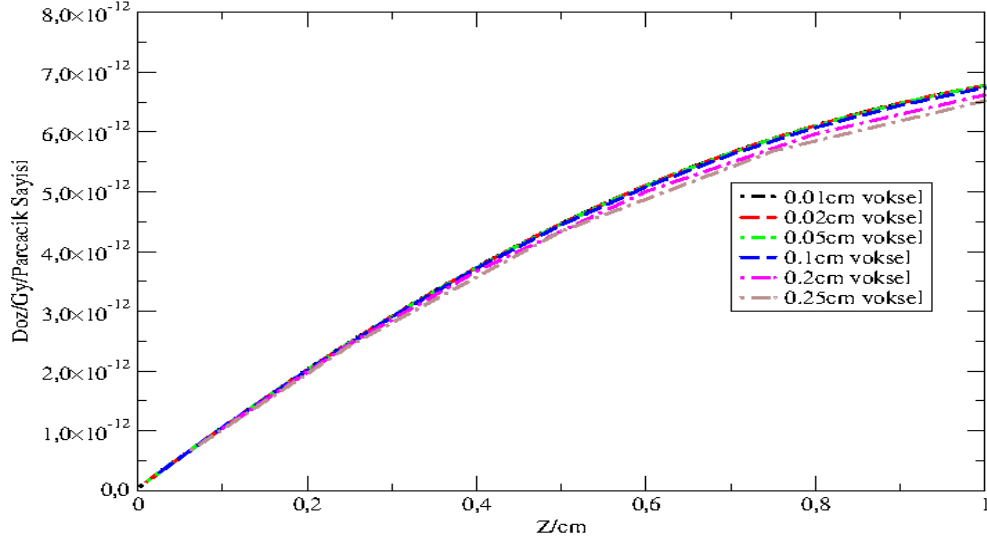
Şekil 4.31. 6 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında vöksel boyutlarına göre $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.32. 6 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=0.4 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.33. 6 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.34. 6 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları

6 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.31’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %13, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %4’ lük farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.05 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %1’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.05 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.32’ de görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %19, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun

doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli vökel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde vökel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vökel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerklerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, 0.25 cm vökel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %4, 0.2 cm vökel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %3' lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.33' de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.2 cm kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli vökel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

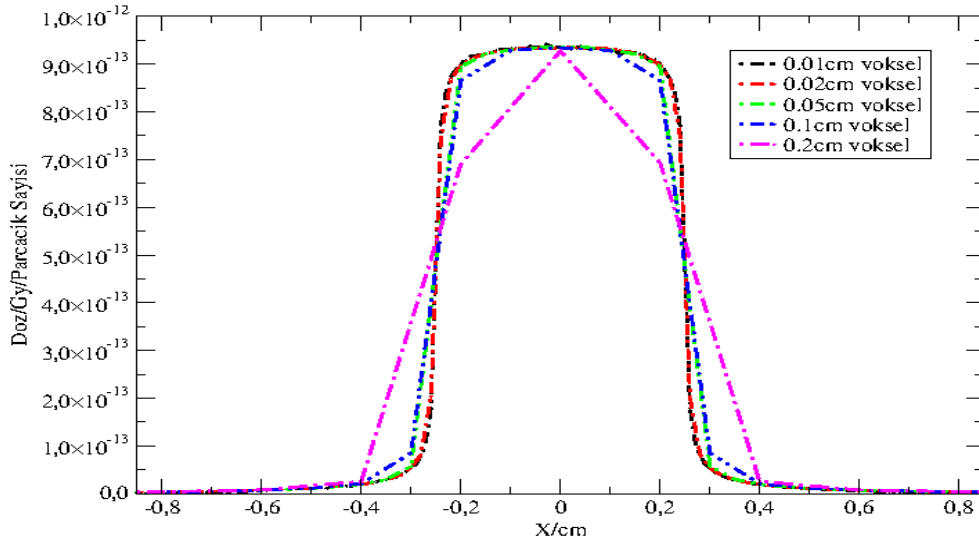
Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm vökel kenar uzunluğu kullanıldığında %4, 0.2 cm vökel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %2' lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.34' de gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.2 cm vökel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağlı doz hesaplamalarında güvenli kullanılabileceği görölmüştür.

Sonuç olarak 6 MeV foton demetleri için 0.5x0.5 cm² tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm ve 0.2 cm derinliğinde 0.05 cm' lik vökel kenar uzunluğu değerkinin ideal vökel boyutu olduğu, 0.4 cm' den 1 cm derinliğe kadar 0.1 cm' lik vökel kenar uzunluğu değerkinin ideal vökel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.2 cm vökel kenar uzunluğu değerkinin ideal vökel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

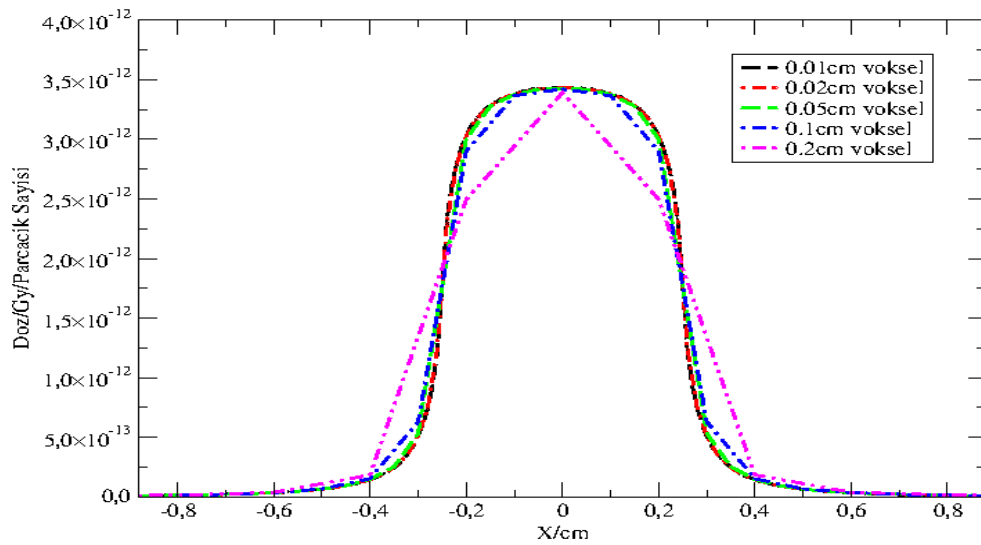
4.2.5. 8 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 0.5x0.5 cm² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 8 MeV ve tedavi alanı 0.5x0.5 cm² için; z=0.1cm derinliğinden itibaren sırasıyla z=0.2 cm, z=0.4 cm, z=0.6 cm, z=0.8 cm ve z=1 cm derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2

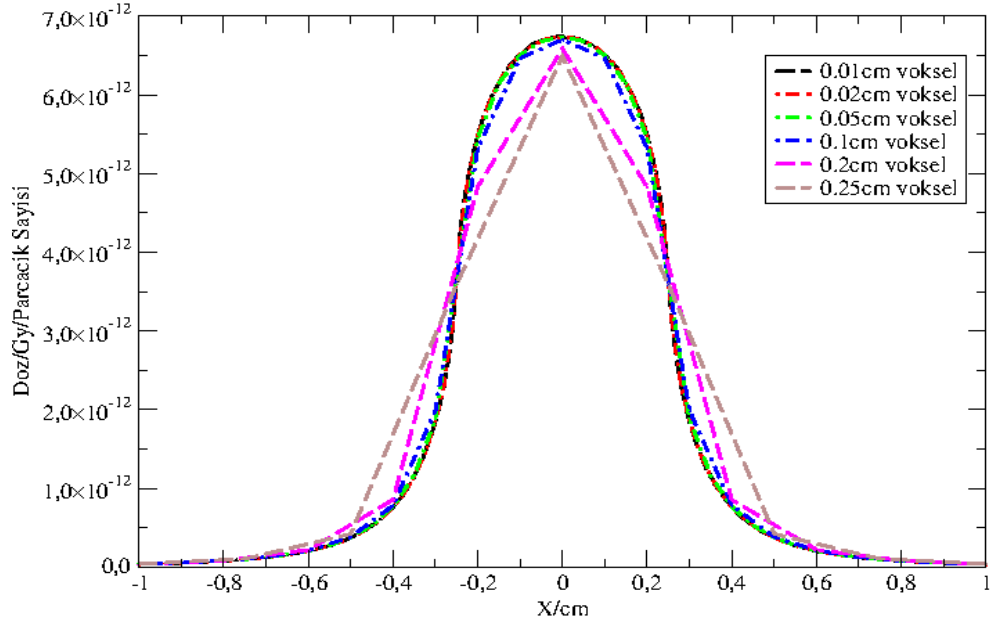
cm ve 0.25 cm olan voksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



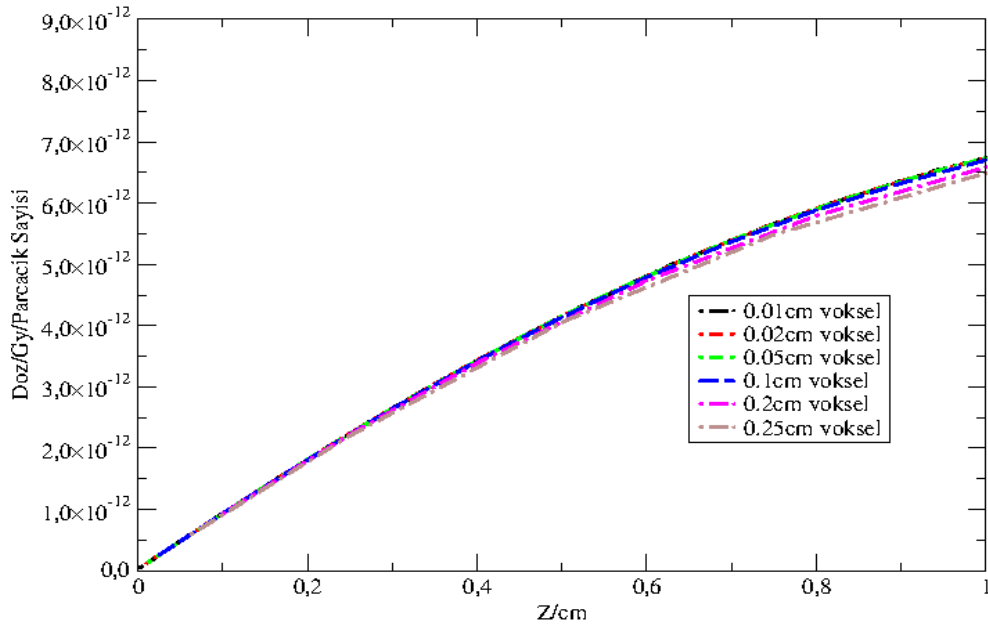
Şekil 4.35. 8 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.36. 8 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=0.4 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.37. 8 MeV foton enerjisiinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.38. 8 MeV foton enerjisiinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları

8 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.35’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %28, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %4’ lük farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.05 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %1’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.05 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.36’ da görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %19, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, 0.25 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %4, 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.37’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.2 cm kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

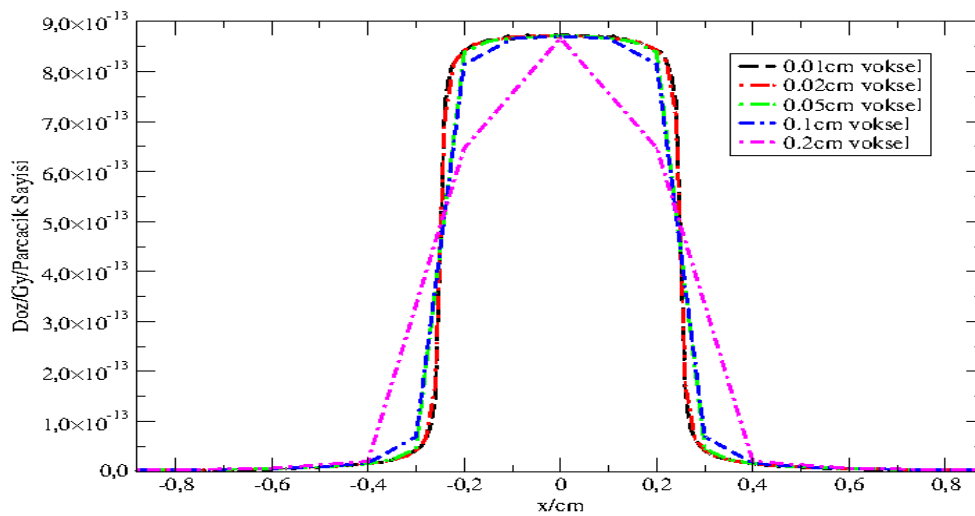
Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %4, 0.2 cm voksel kenar uzunluğu

kullanıldığında yaklaşık %2' lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.38' de gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.2 cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağlı doz hesaplamalarında güvenle kullanılabileceği görülmüştür.

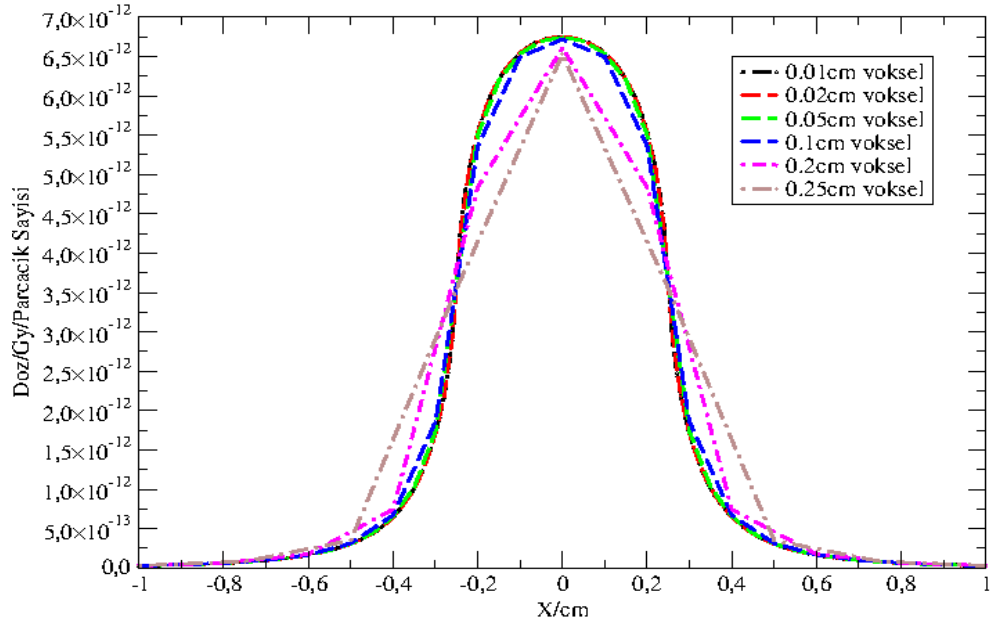
Sonuç olarak 8 MeV foton demetleri için $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm ve 0.2 cm derinliğinde 0.05 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 0.4 cm'den 1 cm derinliğe kadar 0.1 cm' lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.2 cm vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

4.2.6. 10 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

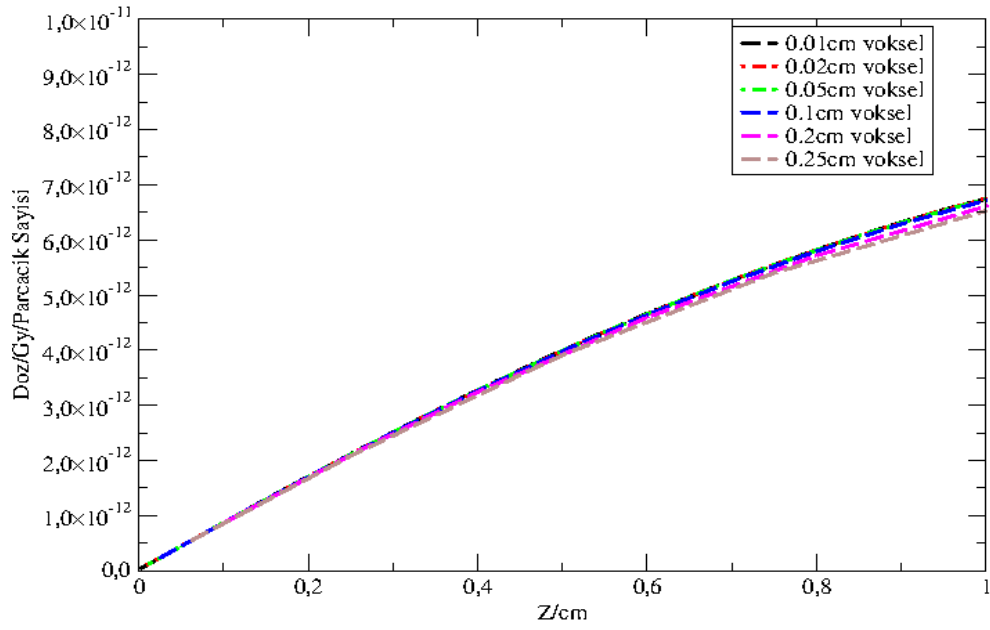
Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 10 MeV ve tedavi alanı $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ için; $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinden itibaren sırasıyla $z=0.2 \text{ cm}$, $z=0.4 \text{ cm}$, $z=0.6 \text{ cm}$, $z=0.8 \text{ cm}$ ve $z=1 \text{ cm}$ derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan vöksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



Şekil 4.39. 10 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında vöksel boyutlarına göre $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.40. 10 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.41. 10 MeV foton enerjisinde $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları

10 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm vöksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.39’ da görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %30, 0.1 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.1 cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde vöksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vöksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

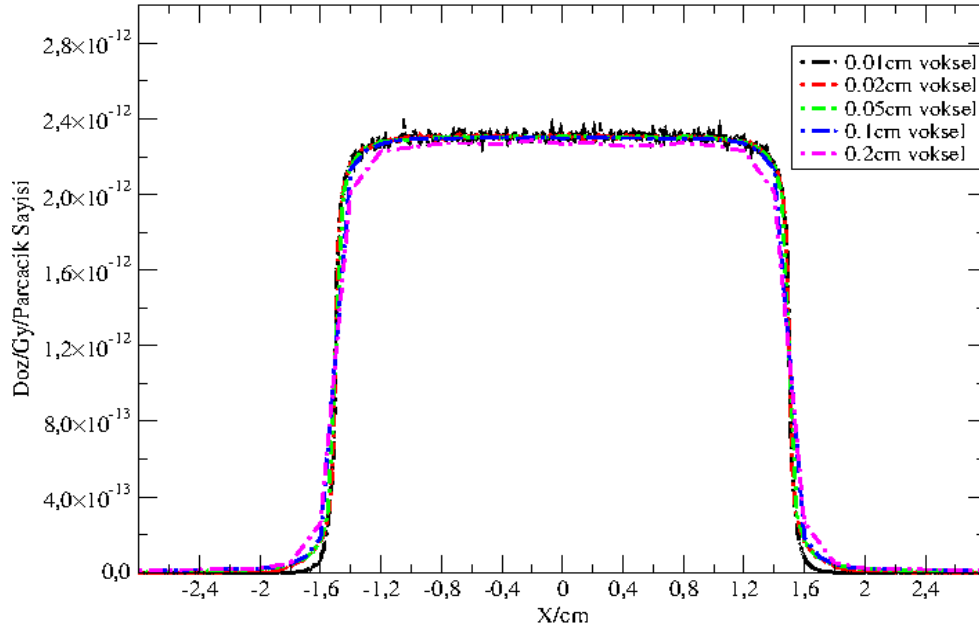
Şekil 4.40’ da görüldüğü gibi 1 cm derinliğinde, 0.25 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %4, 0.2 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %2’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.2 cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

Ayrıca derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında %4, 0.2 cm vöksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %2’ lik farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.41’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.2 cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağlı doz hesaplamalarında güvenle kullanılabileceği görülmüştür.

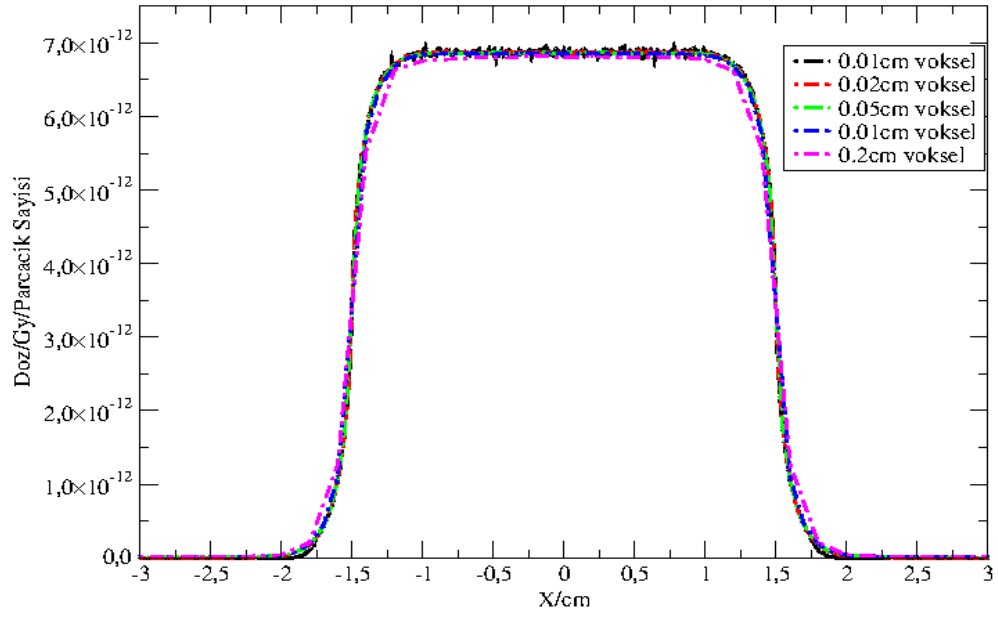
Sonuç olarak 10 MeV foton demetleri için $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm’ den ve 1 cm derinliğine kadar 0.1 cm’ lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.2 cm vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

4.2.7.2 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 3x3 cm² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

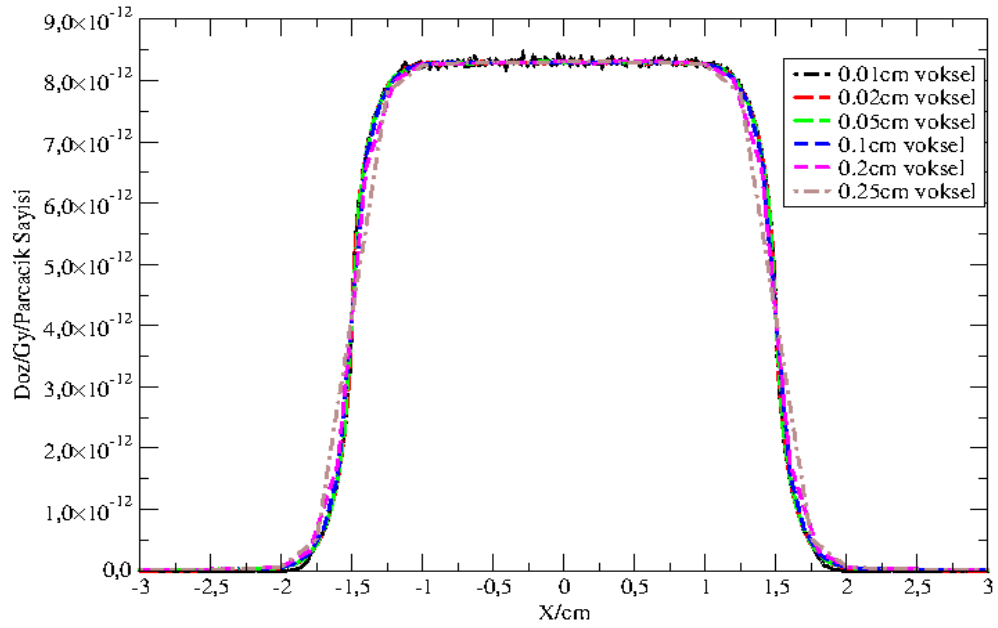
Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 2 MeV ve tedavi alanı 3x3 cm² için; z=0.1cm derinliğinden itibaren sırasıyla z=0.2 cm, z=0.4 cm, z=0.6 cm, z=0.8 cm ve z=1 cm derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan voksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



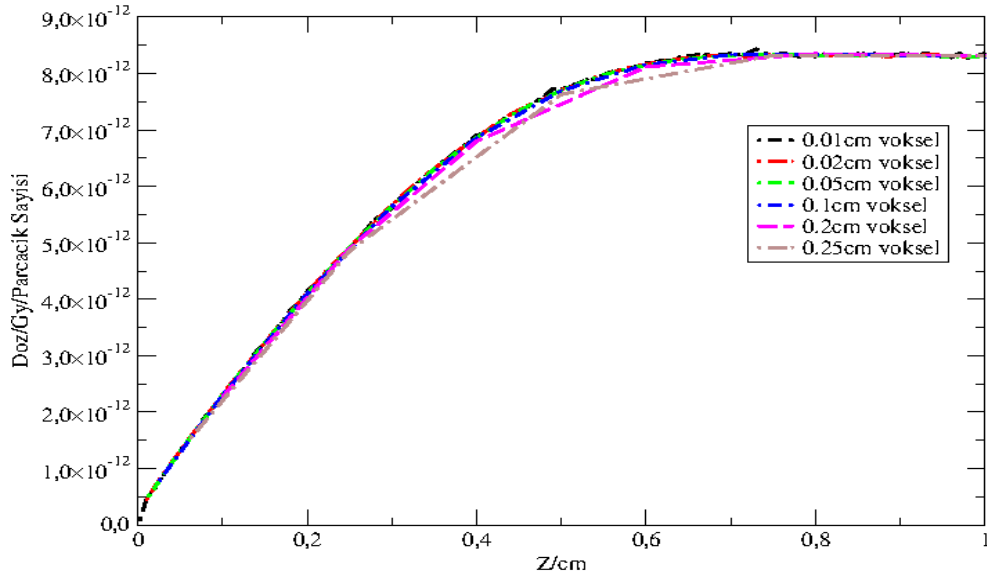
Şekil 4.42. 2 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.43. 2 MeV foton enerjisinde $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=0.4 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.44. 2 MeV foton enerjisinde $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.45. 2 MeV foton enerjisiinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları

2 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar 3x3cm² tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.42’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %7’ lik farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %2’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.43’ de görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm

voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, tedavi alanı kenarları haricinde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisi için fantomun merkezine doğru yatay düzlemde elde edilen doz değerlerinde meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil 4.44’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.25 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

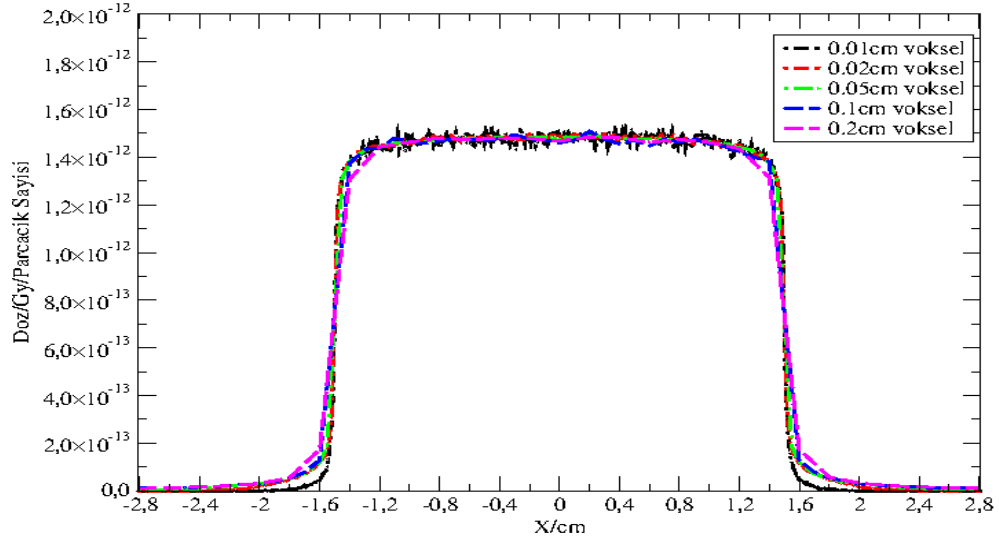
Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %2’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.45’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.25 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağlı doz hesaplamalarında güvenle kullanılabileceği görülmüştür.

Sonuç olarak 2 MeV foton demetleri için $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm’ den 0.4 cm derinliğe kadar 0.05 cm’ lik voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu, 0.4 cm’ den 1 cm derinliğe kadar 0.2 cm’ lik voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.25 cm’ lik voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

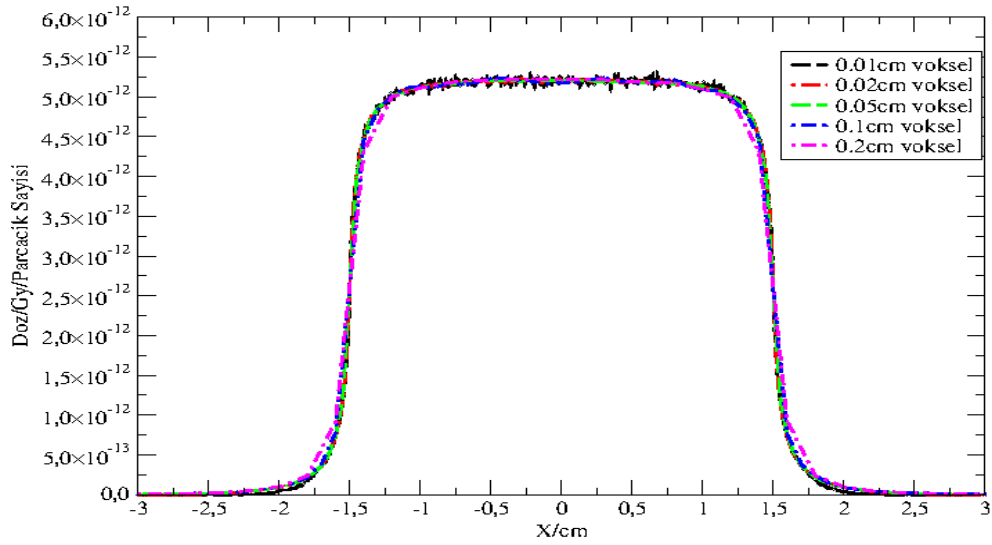
4.2.8. 4 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar $3 \times 3 \text{ cm}^2$ Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 4 MeV ve tedavi alanı $3 \times 3 \text{ cm}^2$ için; $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinden itibaren sırasıyla $z=0.2 \text{ cm}$, $z=0.4 \text{ cm}$, $z=0.6 \text{ cm}$, $z=0.8 \text{ cm}$ ve $z=1 \text{ cm}$ derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm

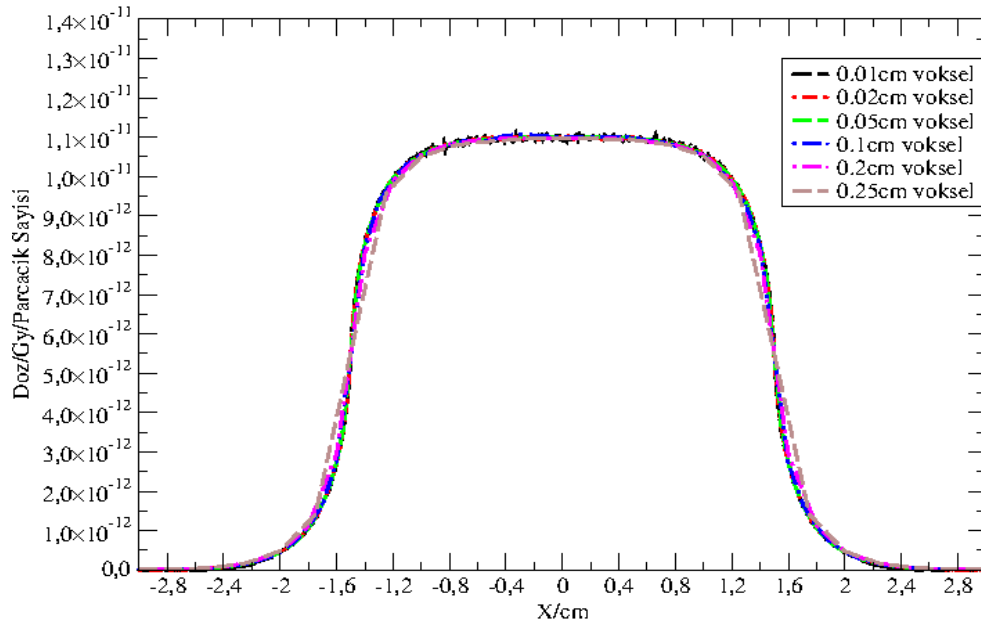
ve 0.25 cm olan voksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



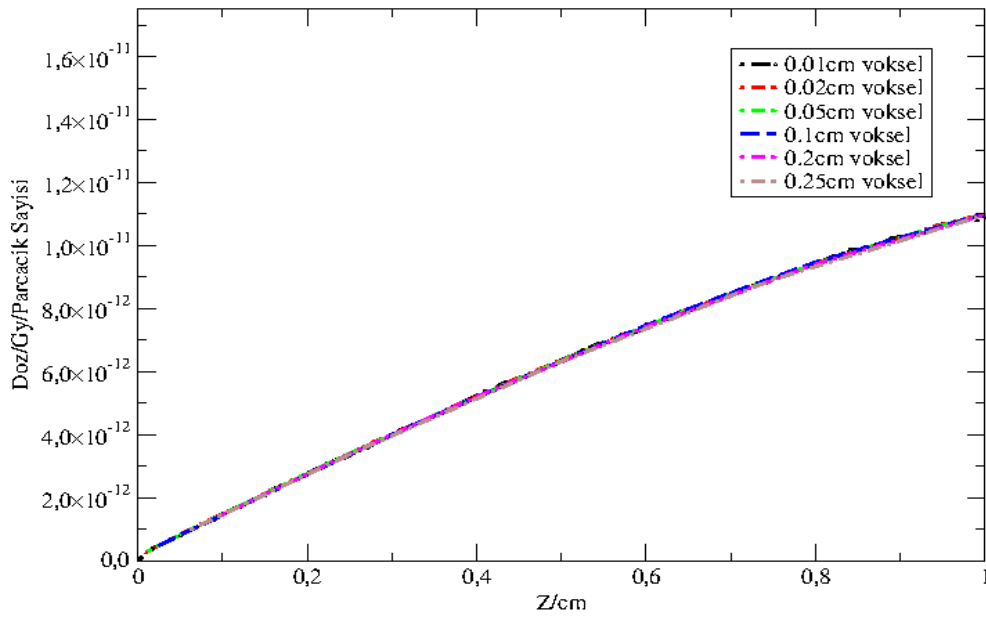
Şekil 4.46. 4 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.47. 4 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.48. 4 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.49. 4 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları

4 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.46' da görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %5' lik farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %1' lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.47' de görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %3' lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, tedavi alanı kenarları haricinde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisi için fantomun merkezine doğru yatay düzlemde elde edilen doz değerlerinde meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil 4.48' de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.25 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

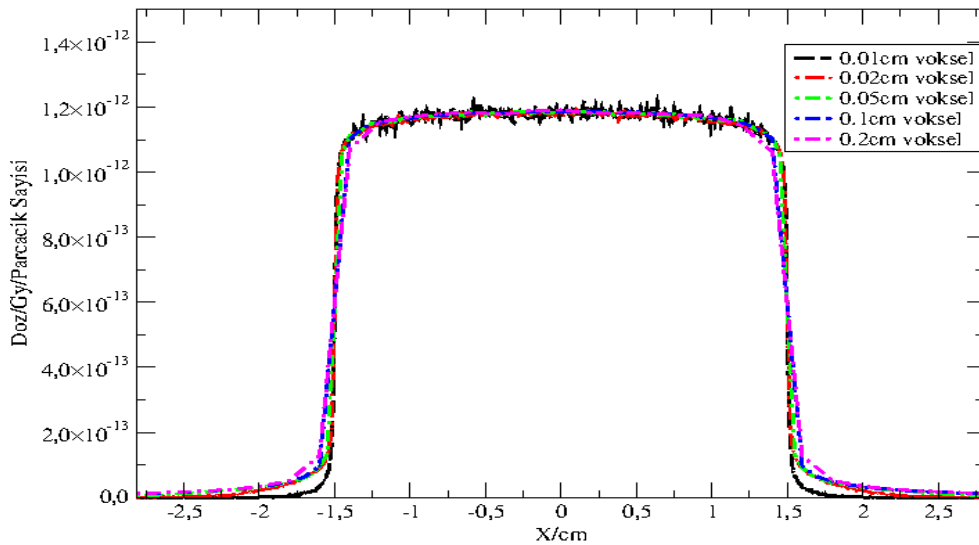
Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu

değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir. Şekil 4.49’ da gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.25 cm vöksel kenar uzunluğunun derinliğe bağlı doz hesaplamalarında güvenli vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

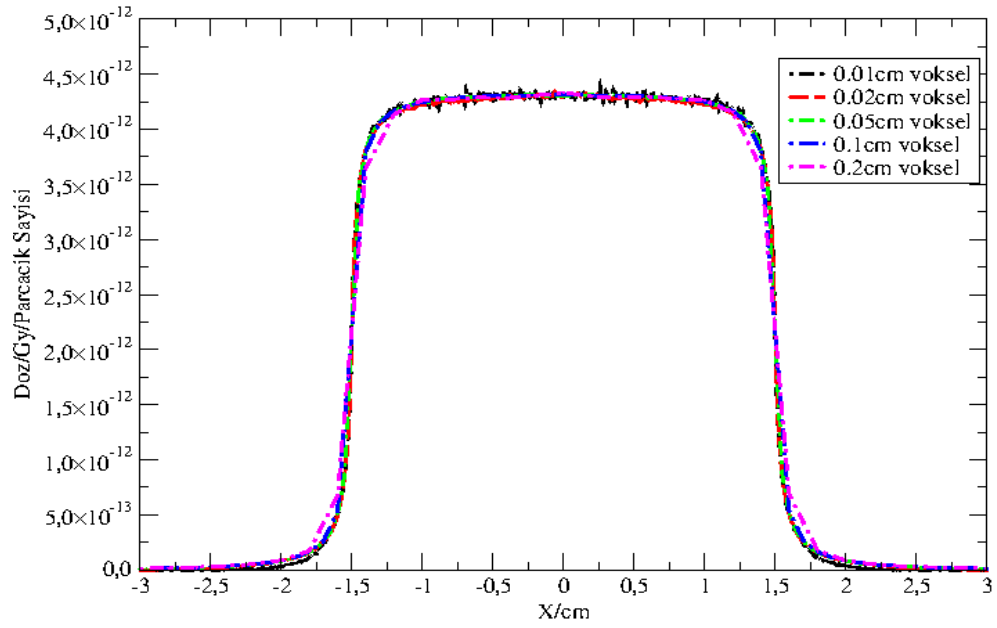
Sonuç olarak 4 MeV foton demetleri için $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm’ den 0.4 cm derinliğe kadar 0.05 cm’ lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 0.4 cm’ den 1 cm derinliğe kadar 0.2 cm’ lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.25 cm’ lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

4.2.9. 6 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar $3 \times 3 \text{ cm}^2$ Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

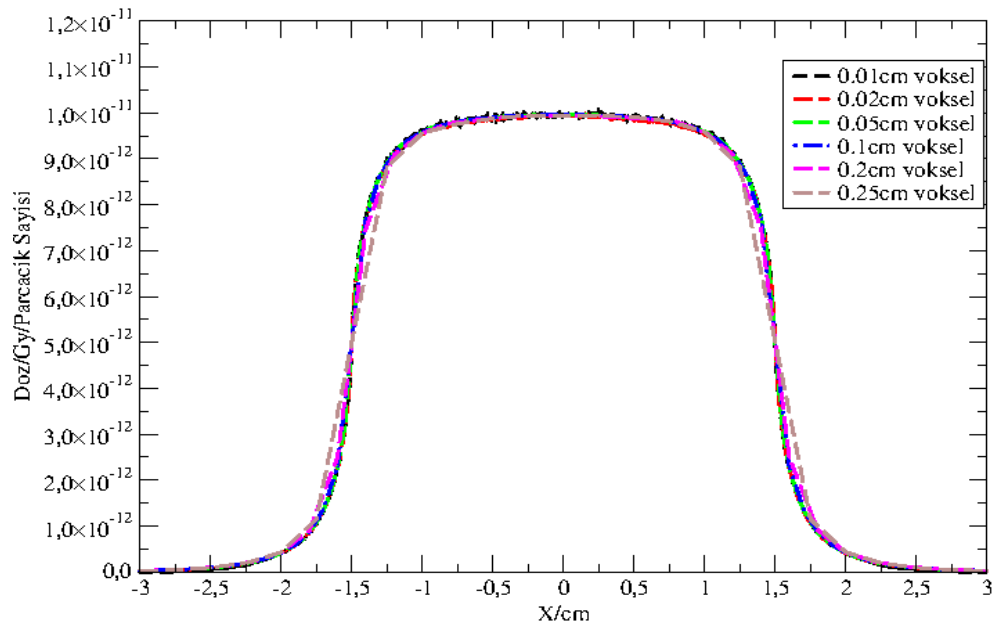
Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 6 MeV ve tedavi alanı $3 \times 3 \text{ cm}^2$ için; $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinden itibaren sırasıyla $z=0.2 \text{ cm}$, $z=0.4 \text{ cm}$, $z=0.6 \text{ cm}$, $z=0.8 \text{ cm}$ ve $z=1 \text{ cm}$ derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan vöksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



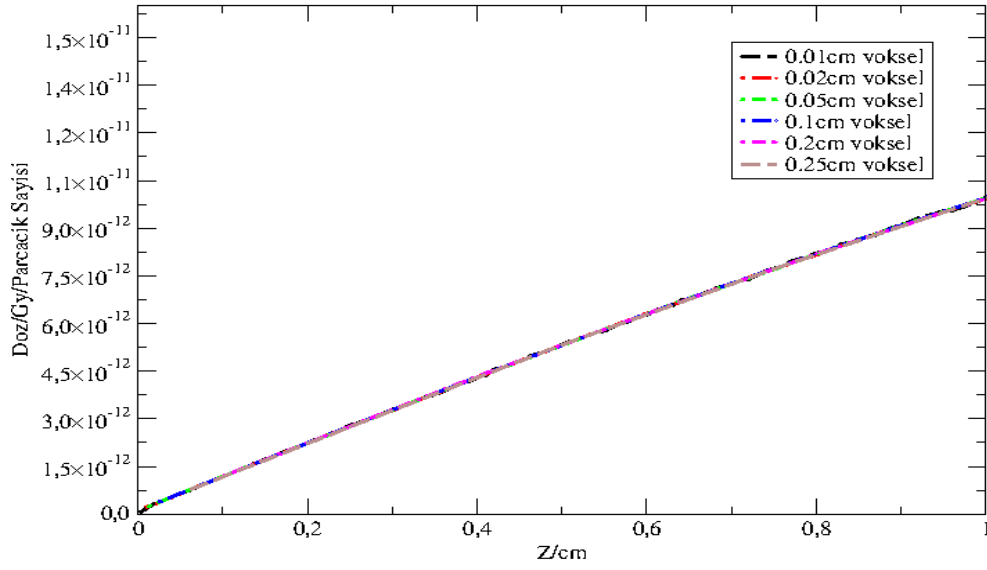
Şekil 4.50. 6 MeV foton enerjisinde $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanında vöksel boyutlarına göre $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.51. 6 MeV foton enerjisinde $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=0.4 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.52. 6 MeV foton enerjisinde $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.53. 6 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları

6 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar 3x3 cm² tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.50' de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %4' lük farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %1' lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.51' de görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %3' lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay

düzlemdeki güvenli vökel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde vökel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vökel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerklerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, tedavi alanı kenarları haricinde vökel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisi için fantomun merkezine doğru yatay düzlemde elde edilen doz değerklerinde meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerklerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil 4.52’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.25 cm vökel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli vökel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

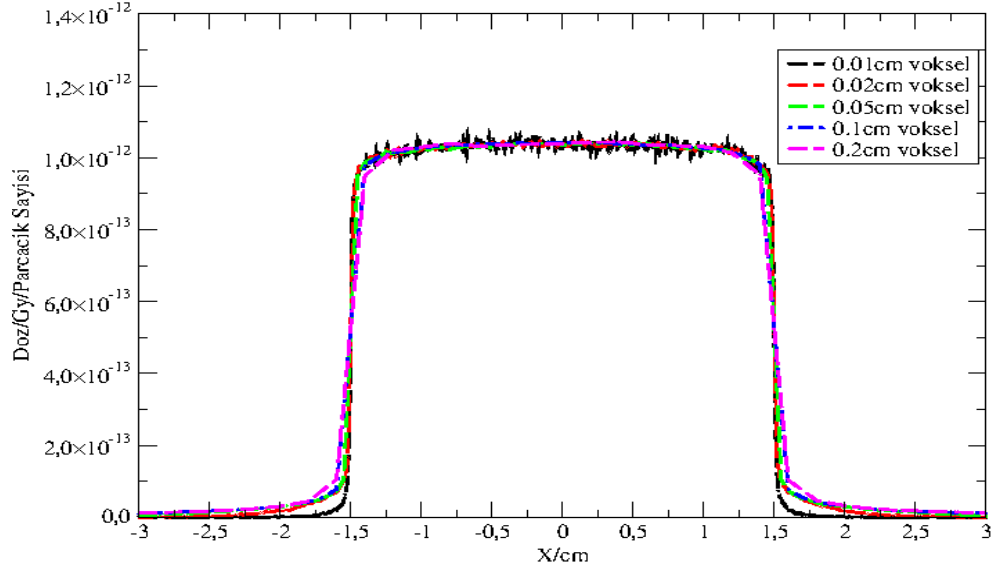
Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağılı elde edilen doz dağılımlarında vökel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vökel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerklerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir. Şekil 4.53’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.25 cm vökel kenar uzunluğunun derinliğe bağılı doz hesaplamalarında güvenli vökel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

Sonuç olarak 6 MeV foton demetleri için 3x3cm² tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm’ den 0.4 cm derinliğe kadar 0.05 cm’ lik vökel kenar uzunluğu değerkinin ideal vökel boyutu olduğu, 0.4 cm’ den 1 cm derinliğe kadar 0.2 cm’ lik vökel kenar uzunluğu değerkinin ideal vökel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.25 cm vökel kenar uzunluğu değerkinin ideal vökel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

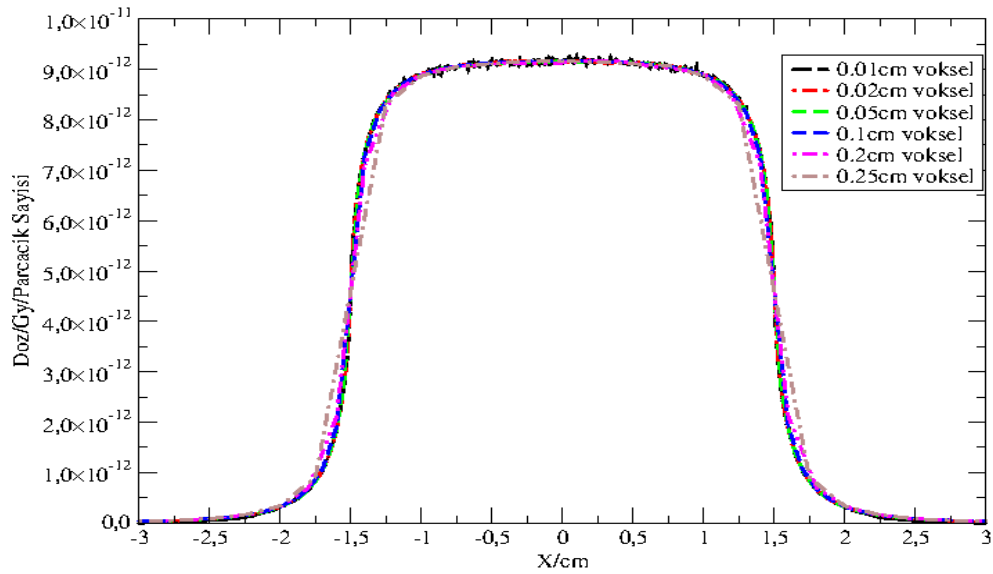
4.2.10. 8 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar 3x3 cm² Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 8 MeV ve tedavi alanı 3x3 cm² için; z=0.1cm derinliğinden itibaren sırasıyla z=0.2 cm, z=0.4 cm, z=0.6 cm, z=0.8 cm ve z=1 cm derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm

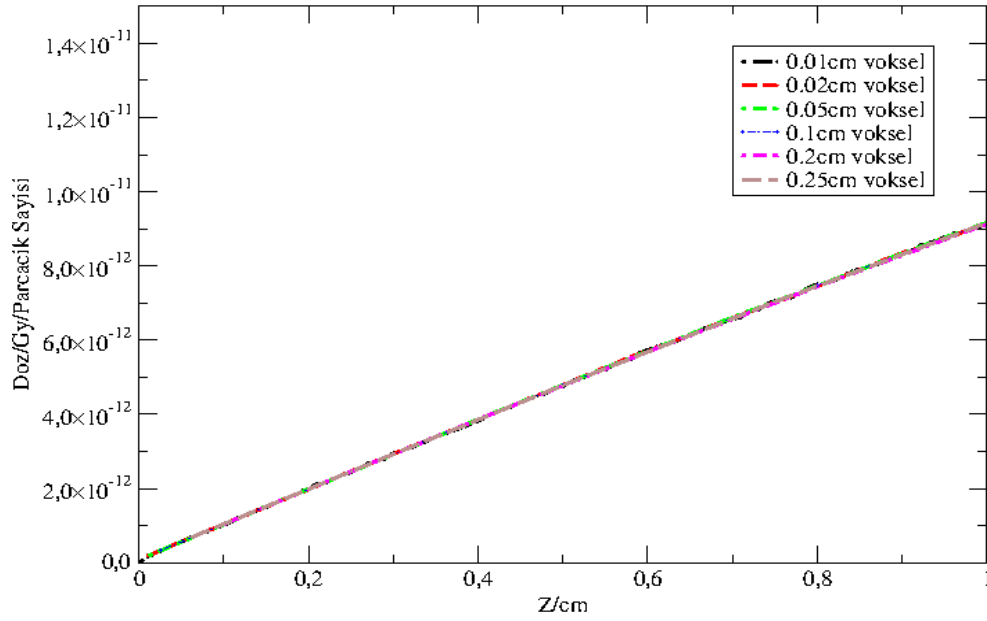
ve 0.25 cm olan voksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



Şekil 4.54. 8 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.55. 8 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.56. 8 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları

8 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar 3x3 cm² tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.54’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda ise %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, tedavi alanı kenarları haricinde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisi için fantomun merkezine doğru yatay düzlemde elde edilen doz değerlerinde meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil

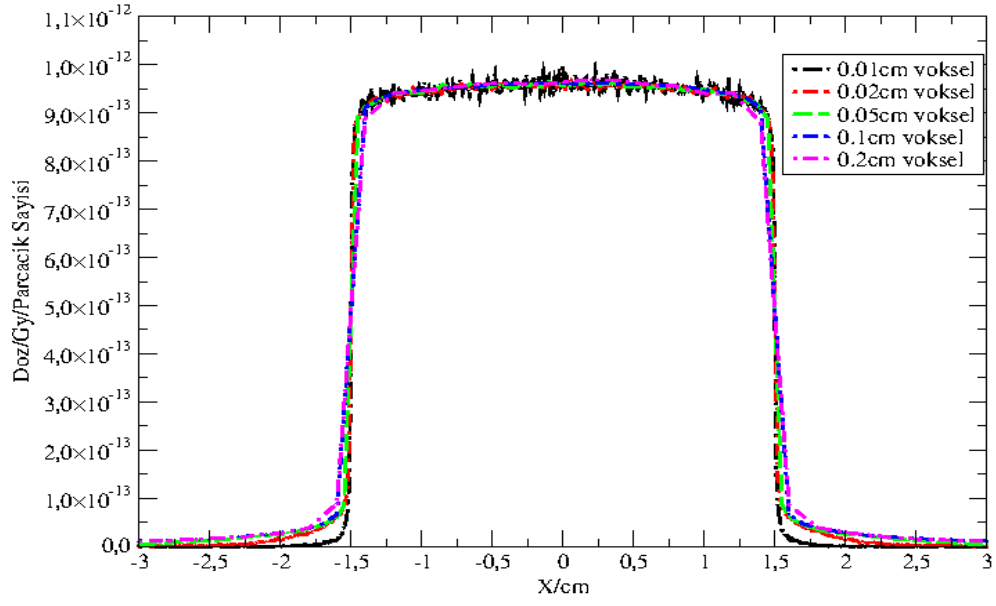
4.55' de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.25 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir. Şekil 4.56' da gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.25 cm voksel kenar uzunluğunun derinliğe bağlı doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

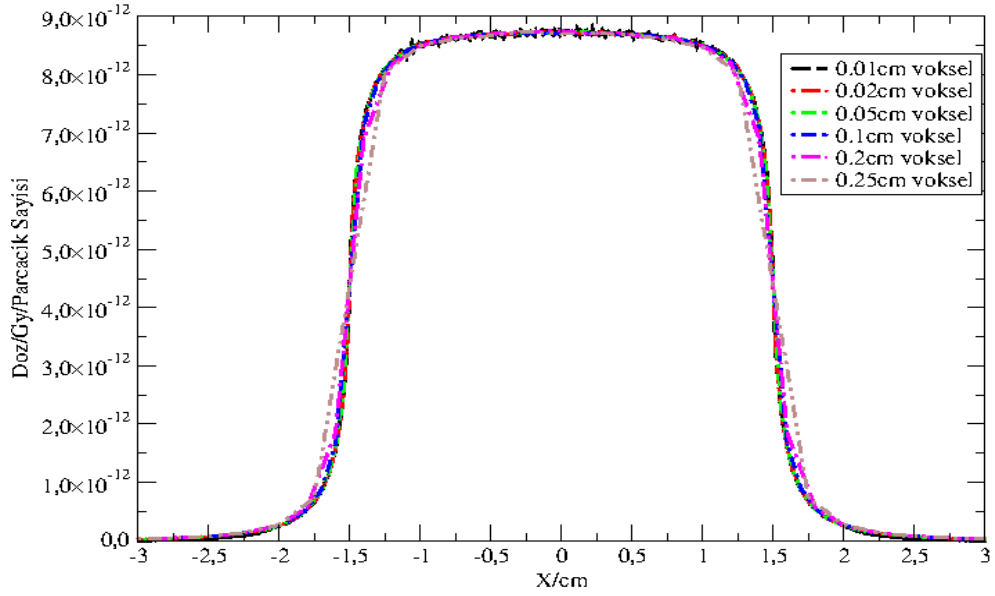
Sonuç olarak 8 MeV foton demetleri için $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm' den 1 cm derinliğe kadar 0.2 cm' lik voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.25 cm voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

4.2.11. 10 MeV Foton Enerjisinde 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar $3 \times 3 \text{ cm}^2$ Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

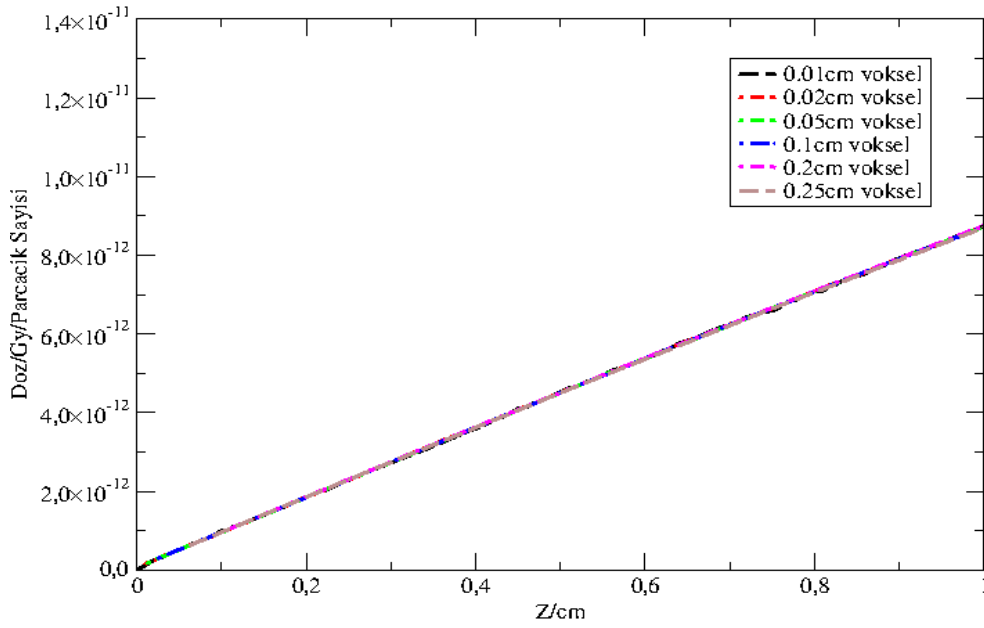
Fantoma dik olarak gelen fotonun enerjisi 10 MeV ve tedavi alanı $3 \times 3 \text{ cm}^2$ için; $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinden itibaren sırasıyla $z=0.2 \text{ cm}$, $z=0.4 \text{ cm}$, $z=0.6 \text{ cm}$, $z=0.8 \text{ cm}$ ve $z=1 \text{ cm}$ derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan voksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



Şekil 4.57. 10 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.58. 10 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.59. 10 MeV foton enerjisinde 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinlik doz dağılımları

10 MeV foton demetleri için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar 3x3 cm² tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.57’ de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda ise %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, tedavi alanı kenarları haricinde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisi için fantomun merkezine doğru yatay düzlemde elde edilen doz değerlerinde meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil 4.58’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.25 cm voksel kenar

uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli vokal boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağılı elde edilen doz dağılımlarında vokal kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vokal boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir. Şekil 4.59' da gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.25 cm vokal kenar uzunluğunun derinliğe bağılı doz hesaplamalarında güvenli vokal boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

Sonuç olarak 10 MeV foton demetleri için 3x3 cm² tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm' den 1 cm derinliğe kadar 0.2 cm' lik vokal kenar uzunluğu değerinin ideal vokal boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.25 cm vokal kenar uzunluğu değerinin ideal vokal boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

Hesaplamalarda, Şekil 3.1 ve Şekil 3.2' de modellenen 30x30x5 cm³ homojen su fantomunda çalışma hacim bölgesi içerisine X-Y düzlemine dik olarak gelen fotonun enerjisi sırasıyla 1 MeV, 2 MeV, 4 MeV, 6 MeV, 8 MeV ve 10 MeV alındığında 0.5x0.5 cm² tedavi alanı boyutu için belirli derinliklerde elde edilen vokal boyut genişliği değerleri Tablo 4.2' de, 3x3 cm² tedavi alanı boyutu için belirli derinliklerde elde edilen ideal vokal boyut genişliği değerleri ise Tablo 4.3'de belirtilmiştir.

Tablo 4.2. 0.5x0.5 cm² tedavi alanı için kullanılan farklı enerji ve derinliklerdeki ideal voksel kenar uzunluk değerleri

Derinlik (cm)	Gelen Fotonun Enerji Değeri (MeV)					
	1 MeV	2 MeV	4 MeV	6 MeV	8 MeV	10 MeV
Z=0.007cm	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*
Z=0.047cm	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*
Z=0.087cm	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*
Z=0.1cm	0.05 cm	0.05 cm	0.05 cm	0.05 cm	0.05 cm	0.1 cm
Z=0.2cm	0.05 cm	0.05 cm	0.05 cm	0.05 cm	0.05 cm	0.1 cm
Z=0.4cm	0.05 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm
Z=0.6cm	0.05 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm
Z=0.8cm	0.05 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm
Z=1cm	0.1 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm

* Voksel kübik formda değildir.

Tablo 4.3. 3x3 cm² tedavi alanı için kullanılan farklı enerji ve derinliklerdeki ideal voksel kenar uzunluk değerleri

Derinlik (cm)	Gelen Fotonun Enerji Değeri (MeV)					
	1 MeV	2 MeV	4 MeV	6 MeV	8 MeV	10 MeV
Z=0.007cm	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*
Z=0.047cm	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*
Z=0.087cm	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*	0.01 cm*
Z=0.1cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.2 cm	0.2 cm
Z=0.2cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.1 cm	0.2 cm	0.2 cm
Z=0.4cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm
Z=0.6cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm
Z=0.8cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm	0.2 cm
Z=1cm	0.25 cm	0.25 cm	0.25 cm	0.25 cm	0.25 cm	0.25 cm

* Voksel kübik formda değildir.

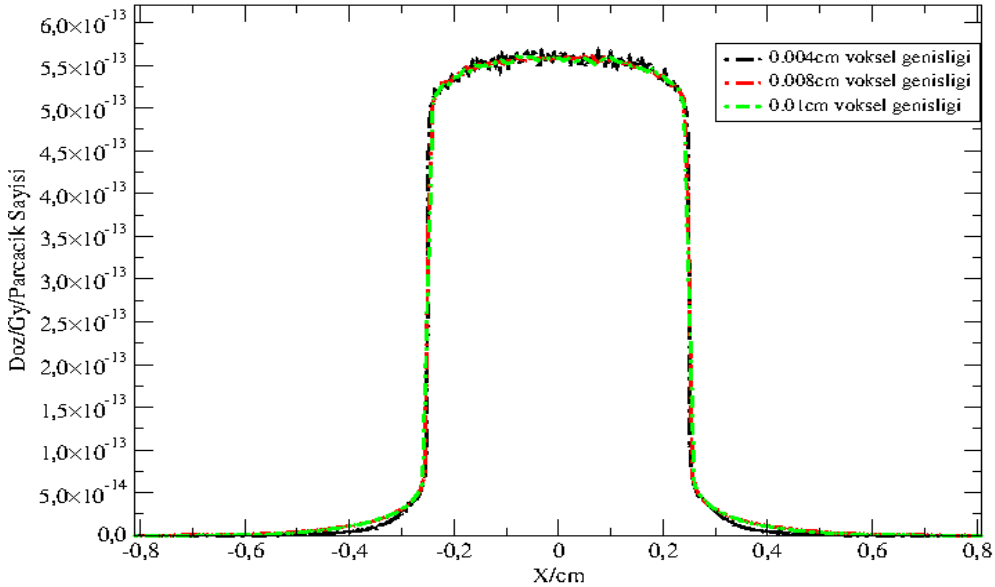
Bulunan bu vöksel boyutları değör olarak bu genişliklerin altına inildiğinde doz değörlerinde dikkate değör bir değışim gözlenmediğinden güvenle kullanılabilecek vöksel kenar uzunluk değörleri olarak belirlenmiştir.

4.3. Üçüncü Aşama Çalışma Sonuçları

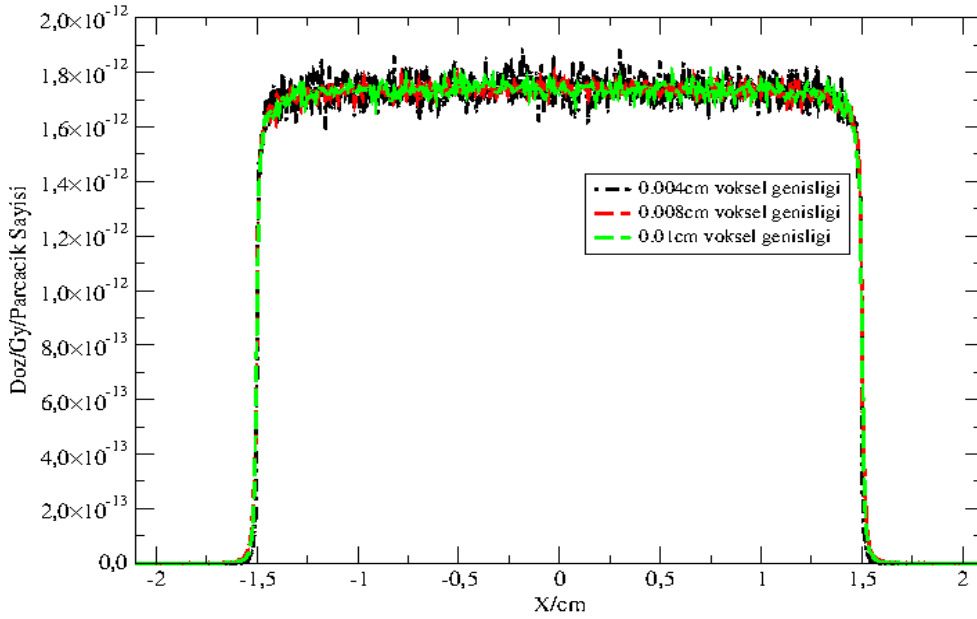
4 MV kaynak spektrumu kullanılarak $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ ile $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanlarında $z=1 \text{ cm}$ ' ye kadar olan belirli derinliklerde kullanılan vöksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.

4.3.1. 4 MV Kaynak Spektrumunda 0.1 cm Derinliğe Kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ Tedavi Alanlarında Farklı Tedavi Alanlarında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

EGSnrc MC programında yer alan 4 MV kaynak spektrumu kullanılarak $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ farklı tedavi alanlarında ICRU ve ICRP Komiteleri tarafından temel tabaka olarak belirlenen $z=0.007 \text{ cm}$ derinliği başta olmak üzere dermal tabaka olarak belirlenen $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğe kadar belirli derinliklerde vöksel boyutlarına göre doz dağılımları karşılaştırıldı.



Şekil 4.60. 4 MV kaynak spektrumunda $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $0.004 \times 0.02 \times 0.004 \text{ cm}^3$, $0.008 \times 0.02 \times 0.008 \text{ cm}^3$ ve $0.01 \times 0.01 \times 0.01 \text{ cm}^3$ vöksel boyutlarında $z=0.007 \text{ cm}$ derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



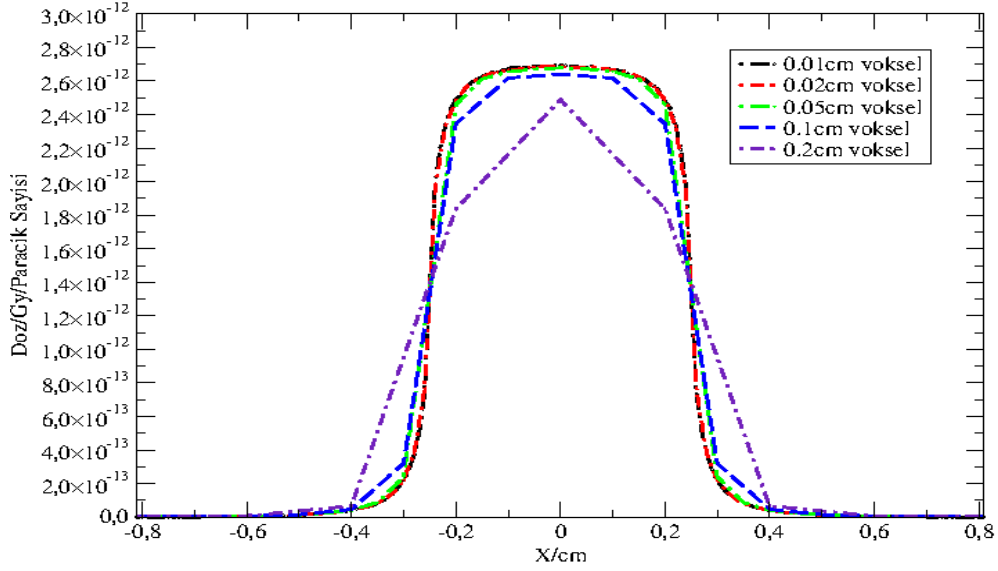
Şekil 4.61. 4 MV kaynak spektrumunda $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanında $0.004 \times 0.02 \times 0.004 \text{ cm}^3$, $0.008 \times 0.02 \times 0.008 \text{ cm}^3$ ve $0.01 \times 0.01 \times 0.01 \text{ cm}^3$ vöksel boyutlarında $z=0.007 \text{ cm}$ derinlikte yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları

Cilt dozu ölçümlerinde temel tabaka olarak belirlenen $z=0.007 \text{ cm}$ derinliğinden $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğine kadar, tedavi alan boyutları ise $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ den $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alan boyutlarına kadar bu çalışmada kullanılan farklı vöksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde vöksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil 4.60' da ve Şekil 4.61' de gözlenmiştir. Dolayısıyla hesaplamalarda kullanılan $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alan boyutlarında, 4 MV kaynak spektrumunda 0.1 cm derinliğe kadar 0.01 cm vöksel kenar uzunluğunun, yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır

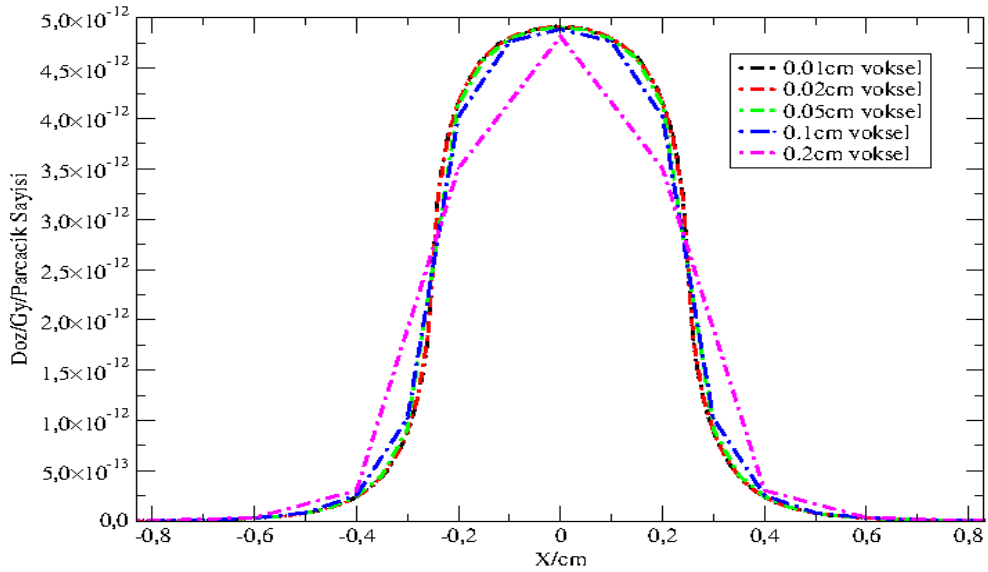
4.3.2. 4 MV Kaynak Spektrumunda 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ Tedavi Alanında Elde Edilen Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

4 MV kaynak spektrumu ve tedavi alanı $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ için; $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinden itibaren sırasıyla $z=0.2 \text{ cm}$, $z=0.4 \text{ cm}$, $z=0.6 \text{ cm}$, $z=0.8 \text{ cm}$ ve $z=1 \text{ cm}$

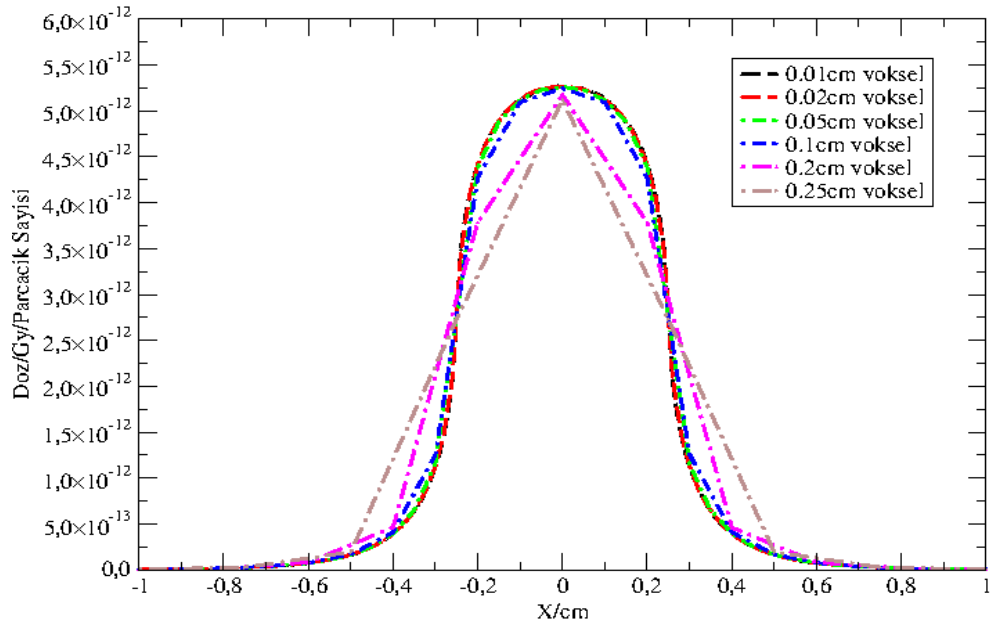
derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan voksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



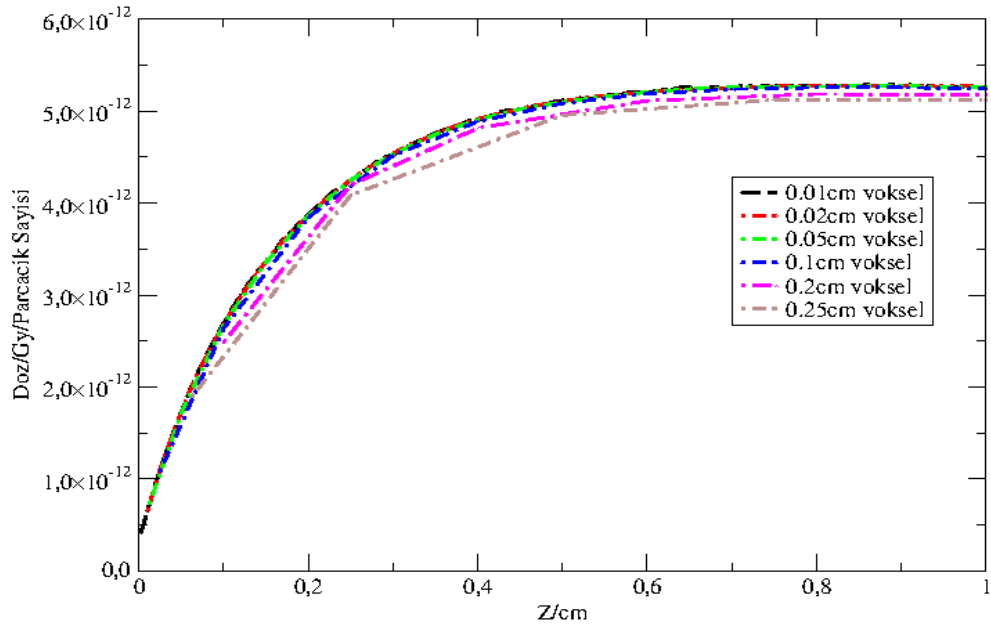
Şekil 4.62. 4 MV kaynak spektrumunda 0.5x0.5 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.63. 4 MV kaynak spektrumunda 0.5x0.5 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.64. 4 MV kaynak spektrumunda $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.65. 4 MV kaynak spektrumunda $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanında voksel boyutlarına göre $z=1 \text{ cm}$ derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları

4 MV kaynak spektrumu için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.62' de görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %36, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %6' lık farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.05 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %1' lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.05 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.63' de görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %18, 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %3' lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

1 cm derinliğinde, 0.25 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %4, 0.2 cm voksel boyutu kullanıldığında yaklaşık %2' lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu Şekil 4.64' de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

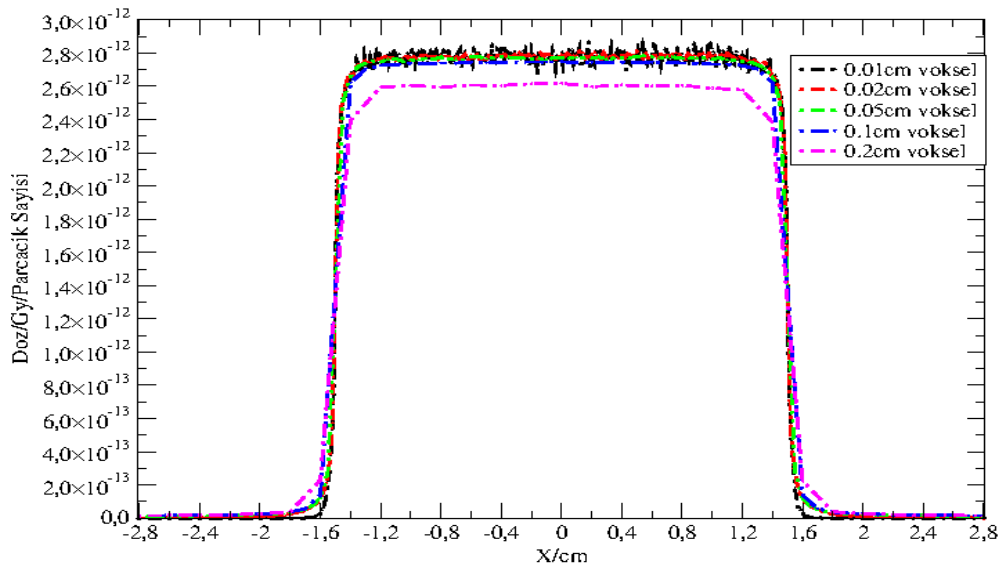
Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında 0.25 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında %4, 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yaklaşık %2' lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olduğu

Şekil 4.65’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.2 cm vöksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan derinliğe bağlı doz hesaplamalarında güvenle kullanılabileceği görüşmüştür.

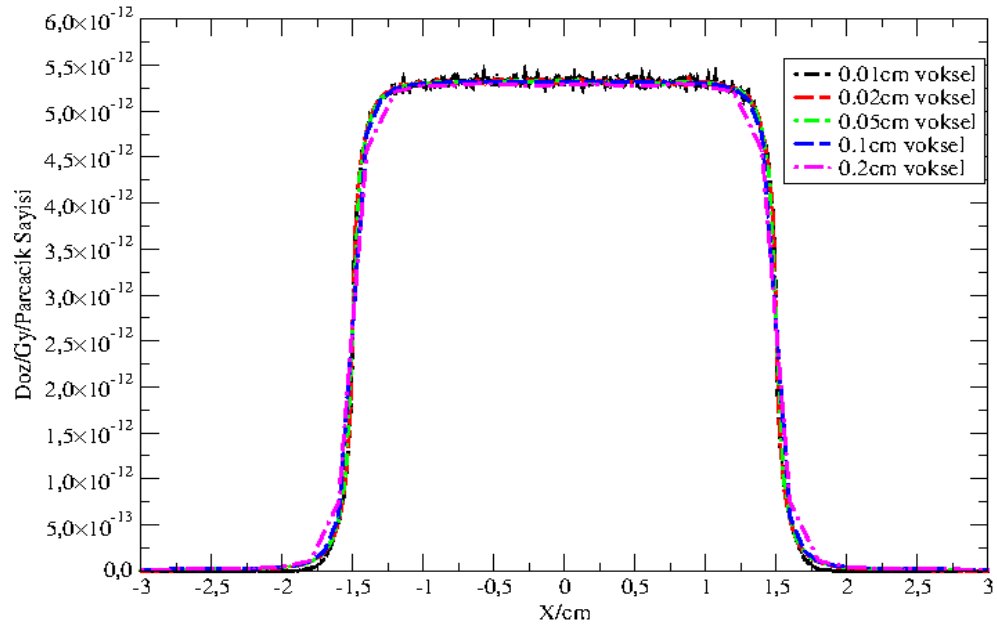
Sonuç olarak 4 MV kaynak spektrumu için $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm ve 0.2 cm derinliğinde 0.05 cm’ lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 0.4 cm’ den 1 cm derinliğe kadar 0.1 cm’ lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.2 cm’ lik vöksel kenar uzunluğu değerinin ideal vöksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

4.3.3. 4 MV Kaynak Spektrumunda 0.1 cm Derinliğinden İtibaren 1 cm Derinliğe Kadar $3 \times 3 \text{ cm}^2$ Tedavi Alanında Çizgisel Doz Dağılımı Hesaplamaları

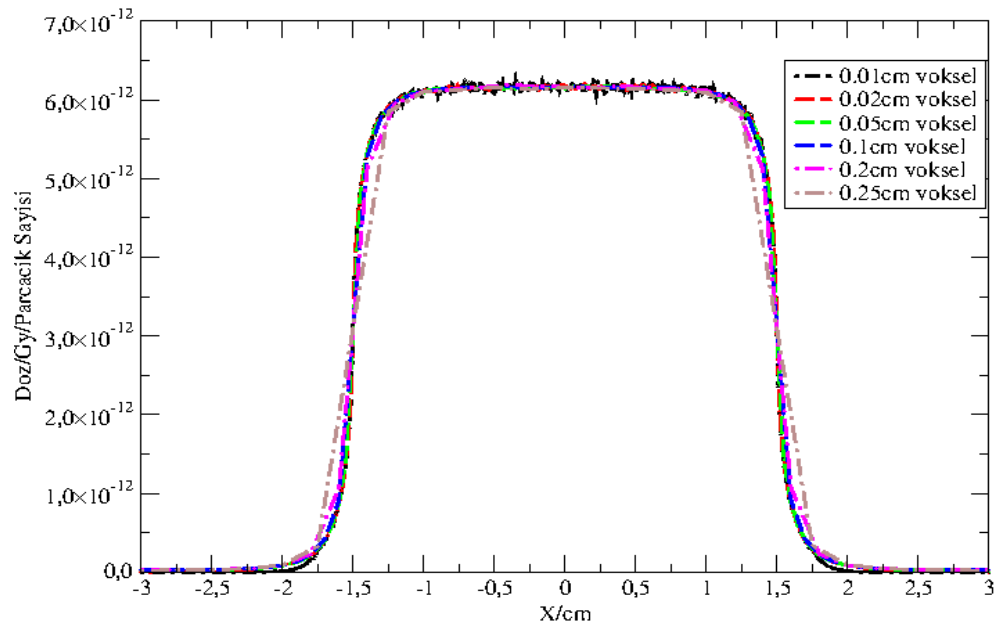
4 MV kaynak spektrumu ve tedavi alanı $3 \times 3 \text{ cm}^2$ için; $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinden itibaren sırasıyla $z=0.2 \text{ cm}$, $z=0.4 \text{ cm}$, $z=0.6 \text{ cm}$, $z=0.8 \text{ cm}$ ve $z=1 \text{ cm}$ derinliklerinde bir kenarı sırasıyla 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm olan vöksel boyutlarına göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları karşılaştırıldı.



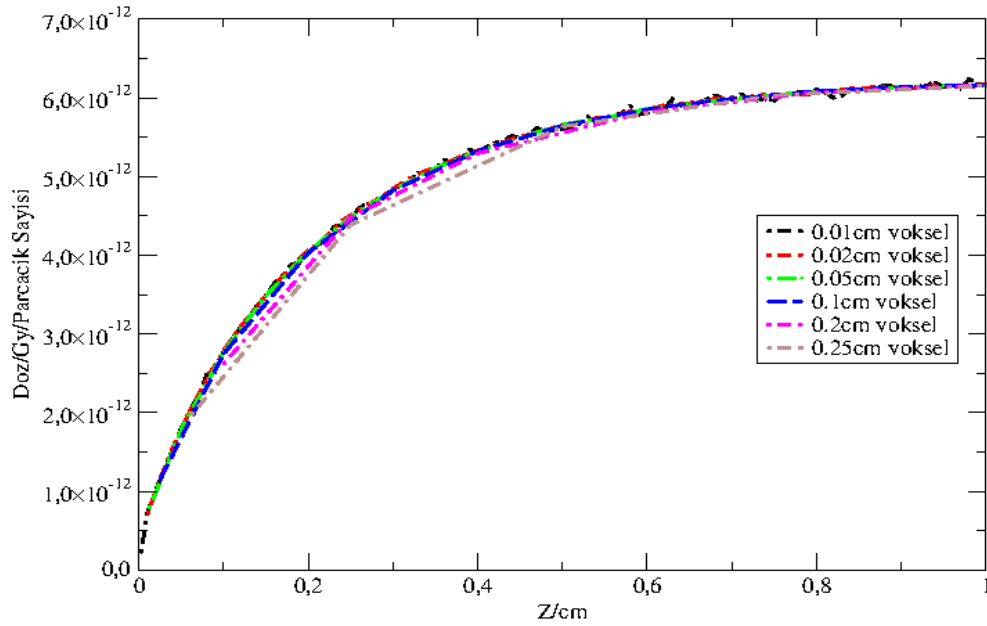
Şekil 4.66. 4 MV kaynak spektrumunda $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanında vöksel boyutlarına göre $z=0.1 \text{ cm}$ derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.67. 4 MV kaynak spektrumunda 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=0.4 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.68. 4 MV kaynak spektrumunda 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğinde yatay düzlemde elde edilen doz dağılımları



Şekil 4.69. 4 MV kaynak spektrumunda 3x3 cm² tedavi alanında voksel boyutlarına göre z=1 cm derinliğe kadar elde edilen derinliğe bağlı doz dağılımları

4 MV kaynak spektrumu için homojen su fantomunun 0.1 cm derinliğinden 1 cm derinliğine kadar 3x3 cm² tedavi alanı içerisinde 0.01 cm, 0.02 cm, 0.05 cm, 0.1 cm, 0.2 cm ve 0.25 cm voksel kenar uzunlukları için yapılan hesaplamalarda, Şekil 4.66’ da görüldüğü gibi 0.1 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %7’ lik farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. 0.1 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında ise yaklaşık %1’ lik ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.1 cm derinliğinde 0.1 cm voksel kenar uzunluğunun yatay düzlemde elde edilen doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede ve 0.2 cm derinliğinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir.

Şekil 4.67’ de görüldüğü gibi 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm voksel kenar uzunluğu kullanıldığında yatay düzlemde elde edilen dozda %3’ lük ihmal edilebilir farkla dozda bir hataya neden olmaktadır. Dolayısıyla 0.4 cm derinliğinde 0.2 cm

voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır. İnceleme yapılan bölgede, 0.6 cm ve 0.8 cm derinliklerinde elde edilen verilerde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir

1 cm derinliğinde, tedavi alanı kenarları haricinde voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisi için fantomun merkezine doğru yatay düzlemde elde edilen doz değerlerinde meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü Şekil 4.68’ de gözlenmiştir. Dolayısıyla 1 cm derinliğinde 0.25 cm voksel kenar uzunluğunun doğrusal interpolasyon yapılmadan kullanılabilecek yatay düzlemdeki güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

Ayrıca 1 cm derinliğe kadar derinliğe bağlı elde edilen doz dağılımlarında voksel kenar uzunluğuna sahip konfigürasyonların her birisinde voksel boyut etkileri nedeniyle dozda meydana gelen farklılıkların ihmal edilebilir düzeyde olduğu, bu değerlerin istatistiksel hata sınırları içerisinde birbirleriyle örtüştüğü gözlenmiştir. Şekil 4.69’ da gözlenmiştir. Dolayısıyla 0.25 cm voksel kenar uzunluğunun derinliğe bağlı doz hesaplamalarında güvenli voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

4 MV kaynak spektrumu için 3x3 cm² tedavi alanı kullanıldığında özetle; homojen su fantomunda 0.1 cm’ den 0.4 cm derinliğe kadar 0.05 cm’ lik voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu, 0.4 cm’ den 1 cm derinliğe kadar 0.2 cm’ lik voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu, 1 cm derinliğinde ise 0.25 cm voksel kenar uzunluğu değerinin ideal voksel boyutu olduğu kanısına varılmıştır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Klinik doz hesaplamalarında verimli, doğru ve kesin tedavi planlaması için optimum parametreler tercih edilmelidir. Küçük tedavi alanları ile yapılan radyoterapi tedavi planlamasında yer alan vokal boyutları tedavi optimizasyonundan plan analizine kadar her adımda rol oynamaktadır. Büyük vokal boyutları, hesaplanan dozun doğruluğunu etkilerken küçük vokal boyutları ise hesaplama süresini önemli ölçüde arttırmaktadır. Dolayısıyla vokal boyutlarının tercihi, doz hesaplama sürelerini ve hassas doz hesaplamalarını direkt olarak etkilemektedir. Vokal boyutunun doz hesaplama ve plan optimizasyonu üzerindeki etkisi, IMRT tedavi planlamasında klinik olarak önemlidir ve baş ve boyun kanserlerinde küçük vokal (0.1-0.2 cm) kullanımı önerilmektedir [40]. Beyin ve omurga planlarında 0.1 cm, akciğer planlarında ise 0.2 cm vokal boyutlarının tercih edilmesi önerilmektedir [48]. Ayrıca literatürde yer alan diğer çalışmalarda MC olmayan algoritmalar için 0.2 cm'lik bir izotropik grid önerilirken, MC algoritmaları için bir kenarı 0.1 ile 0.2 cm arasındaki vokal boyutları uygun kabul edilir [49, 50, 51].

Harici radyoterapide derin yerleşimli tümörlerin tedavilerinde etkin bir doz hesaplaması yapılırken aynı zamanda radyasyona karşı çok duyarlı olan cilt dokusunun da korunması gereklidir. Dolayısıyla küçük tedavi alanlarında, farklı vokal boyutlarında ve enerjilerde radyasyonun cilt dozu etkisini hesaplamak ve cilde daha az hasar vermek için en ideal dozimetrik parametreleri belirlemek ve parametrelerin hassas doz hesaplamalarına olan etkilerini incelemektir. Bu bağlamda radyoterapi hasta dozu hesaplamalarında tercih edilen vokal boyutları, tedavi derinliği, tedavi alanları ve enerji değerleri belirlenirken klinik olarak uygulanıp uygulanmamasından ziyade bu dozimetrik parametrelerin hassas doz hesaplamalarına olan etkisini vurgulayacak şekilde sonuç verebilen bir tasarım oluşturmaktır.

Tedavi planlama sistemleri tarafından hesaplatılan doz değerlerinin kalite kontrollerini ve doğruluğunun kontrol edilmesi, tedavi kalitesi açısından son derece önemlidir. SRS ve SBRT gibi küçük alan tedavileri için farklı model dozimetrik sistemlerle yapılan ölçümlerde birbirlerine göre dozimetrik üstünlükler ve doz değerlerinde birtakım farklılıkların olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir [52]. Radyoterapi için kullanılan 4x4 cm² ve altındaki küçük tedavi alanları küçük foton alanları olarak bilinmektedir. Küçük tedavi alanları, radyoterapi tedavilerinden ziyade

küçük ve düzensiz lezyonların tedavi etme kabiliyetine sahip olan stereotaktik radyocerrahi ve IMRT tedavilerinde sıkça kullanılmaktadır [17, 22]. Küçük tedavi alanların doz ölçümleri konvensiyonel demetlerle kıyaslandığında, tedavi alan boyutuyla karşılaştırılabilir büyüklükteki kolimatör sistemi içerisinde geçerek yansıyan ikincil elektronların yol uzunluğunun bir sonucu olarak meydana gelen denge dışı şartların ortaya çıkmasından dolayı daha karmaşık ve zordur.

Baş boyun kanserlerin anatomik yapısı ve özellikle de cilt yüzeyine yakın yerleşimli tümörlerde elde edilen doz değerleri, cilt dozunu doğrudan etkileyebilmektedir. Yüksek doz iyonize X-ışınlarına maruz kalan ciltte, dermatit gibi radyoterapiye bağlı bir takım yan etkiler oluşmaktadır. Meme ve baş boyun kanserleri gibi kompleks ve heterojen yapıya sahip tümörlerin radyoterapi tedavilerinde, cildin yüksek doza maruz kalması hasta yaşam kalitesini doğrudan etkileyen önemli hasarlara ve ardışık fraksiyone tedavinin aksaması gibi olumsuz durumların oluşmasına neden olabilmektedir. Hasta cilt dokusu iyonize radyasyona duyarlı bir organ olduğundan dolayı radyoterapiden birkaç hafta sonra erken dönem cilt reaksiyonları görülebilmektedir. Mevcut çalışmalarda dikkate alındığında ışınlamaya bağlı cilt reaksiyonlarını azaltmak için hasta cildinde elde edilen dozun, doğru ve kesin olması gerekmektedir. Bu yüzden cilt dozu hesaplamalarında doğruluğu yüksek olan tedavi planlama sistemlerinin üstünlüğü ön plana çıkmaktadır [18, 53, 54]. Özellikle IMRT, VMAT gibi modern tedavi tekniklerinin uygulandığı hastalarda bu durum tedavinin başarısı açısından önemli bir parametre olarak değerlendirilmektedir.

Radyoterapi tedavilerinde birçok tümör grubunda güncel standart tedavi yöntemi olarak kabul edilen IMRT, SRS ve SBRT tedavi tekniklerinin doz hesaplamalarında kullanılan Monaco TPS günümüzde ilgili kullanıcılar tarafından mevcut ticari planlama sistemleri arasında gerçek hasta tedavi koşullarını simüle edebilmesi açısından en önemli planlama sistemleri içerisinde yer almaktadır. Monaco TPS, MC doz hesaplama sistemini kullanarak yüksek doğrulukta ve ideale en yakın doz dağılımı hesaplama imkânı sunmaktadır [55].

MC tabanlı tedavi planlaması, hassas ve doğru doz değerleri elde etmek için en ideal voksel boyutu seçimini gerektirir. Standart radyoterapi tedavi yöntemi olarak kabul edilen SRS rutin klinik uygulamalarında Monaco TPS 'de MC kodu ile

hesaplama yapılırken en küçük voksel kenar uzunluk değeri olarak 0.15 cm ve SBRT uygulamalarında 0.20 cm değeri kullanılmaktadır [34].

Seçilen enerji değerleri ve geometri koşullarında en küçük voksel boyutları seçilerek MC ile yapılan doz hesaplama sonuçlarına göre;

Birinci aşamada; homojen su fantomunda 1 MeV foton enerjisi sabit tutularak ideal voksel kenar uzunluk değerinin alan boyutuna ve derinliğe bağlı olarak literatürde kullanılan voksel boyutu değerlerinden farklılık gösterdiği gözlemlendi.

İkinci aşamada; homojen su fantomunun $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanlarında sırasıyla farklı foton enerjileri (2-10 MeV) için fantom yüzeyinin farklı derinliklerde 1 cm' ye kadar yapılan doz hesaplamalarında ideal voksel kenar uzunluk değerinin, alan boyutuna, gelen foton enerjisine ve derinliğe bağlı olarak farklılık gösterdiği görüldü. Bu çalışmada detaylı bir şekilde ortaya konulan bulgular, literatürde rutin tedavi planlamaları için önerilen voksel boyutu değerlerinin kullanılması halinde cilt altında ve yüzeye yakın bölgelerde hesaplanan doz değerlerinde önemli hataların ortaya çıkabileceğini göstermiştir.

Üçüncü aşamada; hem 4 MV kaynak spektrumu ve hem de 4 MeV enerjili monoenerjitik kaynak kullanılarak $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ tedavi alanlarında 1 cm^2 ye kadar olan belirli derinliklerde kullanılan voksel kenar uzunluk değerlerine göre yatay ve ışının gelme doğrultusundaki düzlemde doz dağılımları dikkate alındığı zaman iki farklı kaynak türleri arasında elde edilen doz değerlerinin farklı olmasına rağmen ideal voksel kenar uzunluk değerlerinin birbirleriyle aynı olduğu gösterildi.

Su fantomunda yapılan MC tabanlı tüm hesaplamalarda kullanılan küçük tedavi alanlarında, seçilen enerji ve geometri koşullarında 0.1 cm derinliğe kadar 0.01 cm voksel kenar uzunluk değerinin kullanılabilecek yatay düzlemdeki ideal voksel boyutu olduğu kanısına varıldı.

Küçük tedavi alanları kullanılarak yapılan doz hesaplamalarında kaynak türünden bağımsız olarak su fantomuna gelen fotonun enerjisi arttıkça, tedavi alanı büyüdükçe ve fantomun yüzeyinden itibaren derinlere doğru inildikçe yapılan MC hesaplamalarında kullanılan ideal voksel kenar uzunluk değerlerinin büyüdüğü gözlemlendi.

Bu tez çalışmasında, küçük tedavi alanları için yüzeye yakın derinliklerde nokta dozunu belirlemek için tercih edilen voksel büyüklüklerinin seçiminde dikkat edilmesi gereken hususlar belirlendi ve geometri koşullarına göre tedavi alanı genişliği, gelen foton enerjisi ve derinliğe bağlı olarak ideal voksel kenar uzunluk değerleri Tablo 4.1, Tablo 4.2 ve Tablo 4.3’ de verildi. Bu tablolarda detaylı olarak yer alan verilerin klinik kullanımlarda dikkate alınması halinde hesaplanacak doz değerlerinin, tedavi sonrasında hastalarda görülebilecek yan etkilerin azalmasına ve sağ kalım oranlarının yükseltilmesine katkı sağlaması beklenmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] Das, I. J., Ding, G. X., Ahnesjö, A., Small Fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical Physics*. 2008, 35(1), 206- 215.
- [2] Attix, F. H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Wiley & Sons, New York, 1986, 607 s.
- [3] Nahum, A. E., Perturbation effects in dosimetry: Part I. Kilovoltage x-rays and electrons. *Physics in Medicine & Biology*. 1996, 41 (9), 1531-1580.
- [4] Sharpe, M. B., Jaffary, D. A., Battista, J. J., Munro, P., Extrafocal radiation: A unified approach to the prediction of beam penumbra and output factors for megavoltage x-ray beams. *Medical Physics*. 1995, 22(12), 2065-2074.
- [5] Zhu, T. C., Bjarngard, B. E., Shackford, H., X-ray source and the output factor. *Medical Physics*. 1995, 22(6), 793-798.
- [6] Zhu, T. C., Bjarngard, B. E., The fraction of photons undergoing head scatter in x-ray beams. *Physics in Medicine & Biology*. 1995, 40(6), 1127-1134.
- [7] Zhu, T. C., Bjarngard, B. E., The head-scatter factor for small field sizes. *Medical Physics*. 1994, 21(1), 65-68.
- [8] Derreumaux, S., Boissarie, G., Brunet, G., Buchheit, I., Sarrazin, T., Concerns in France about the dose delivered to the patients in stereotactic radiation therapy. In: *Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry*, (Proc. Int. Symp. Vienna). Vol. 1. Vienna: IAEA; 2011:273–286.
- [9] Palmans, H., Andreo, P., Hug, M. S., Seuntjens, J., Christaki, A. Meghzifene K. E., Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA-AAPM International Code of Practice for reference and relative dose determination. *Medical Physics*. 2018, 45(11), 1123-1145.
- [10] Bogdanich, W., Ruiz, R.R., Radiation errors reported in Missouri. *The New York Times* (New York Edition); 2010:17.
- [11] Das, I. J., Francescon, P., Moran, J. M., Ahnesjö, A., Aspradakis, M. M., Cheng, C. W., Ding, G. X., Fenwick, J. D., Huq, M. S., Oldham, M., Reft, C. S., Sauer, O. A., Report of AAPM Task Group 155: Megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions. *Medical Physics*. 2021, 48(10), e886-e921.
- [12] Sham, E., Seuntjens, J., Devic, S., Podgorsak, E. B., Influence of focal spot on characteristics of very small diameter radiosurgical beams. *Medical Physics*. 2008, 35(7), 3317-3330.
- [13] Scott, A. J. D., Nahum, A. E., Monte Carlo modelling of small photon fields: Quantifying the impact of focal spot size on source occlusion and output factors, and exploring miniphantom design for small-field measurement. *Medical Physics*. 2009, 36(7), 3132-3144.
- [14] Aarup, L. R., Nahum, A. E., Zacharatou, C., Juhler-Notttrup, T., Knöös, T., Nyström, H., Specht, L., Wieslander E., Korreman S. S., The effect of different lung densities on the accuracy of various radiotherapy dose calculation methods: Implications for tumour coverage. *Radiotherapy and Oncology*. 2009, 91(3), 405-414.

- [15] Almberg, S. S., Frengen, J., Kylling A., Lindmo, T., Monte Carlo linear accelerator simulation of megavoltage photon beams: Independent determination of initial beam parameters. *Medical Physics*. 2012, 39(1), 40-47.
- [16] Yarahmadi, M., Allahverdi, M., Nedaie, H. A., Asnaashari, K., Vaezzadeh, S. A., Sauer, O. A., Improvement of the penumbra for small radiosurgical fields using flattening filter free low megavoltage beams. *Z. Med. Phys.* 2013, 23(4), 291-299.
- [17] Scott, A. J. D., Monte Carlo Modelling of Small Field Dosimetry: Non-Ideal Detectors, Electronic Disequilibrium and Source Occlusion, Clatterbridge Centre for Oncology. PQDT-UK & Ireland, 2009.
- [18] Yu, P. K. N., Cheung, T., Butson, M. J., Variations in skin dose using 6MV or 18MV x-ray beams. *Australas Phys. Eng. Sci. Med.* 2003, 26(2), 79-81.
- [19] Taylor, R. E. P., Yegin, G., Rogers, D. W. O., Benchmarking Brachydose: Voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters. *Medical Physics*. 2007, 34(2). 445-457.
- [20] Yani, S., Gde, I., Dirgayussa, E., Rhani, M. F., Haryantao, F., Arif, I., The effect of voxel size on dose distribution in Varian Clinac iX 6 MV photon beam using Monte Carlo simulation. *AIP Conference Proceedings*, 2015, 1677(1).
- [21] Ceylan, C. Radyoterapide SRS/SBT Uygulamalarında Farklı Doz Fraksiyonasyonlarının ve Değişen Doz Hızlı Tedavi Tekniklerinin Radyobiyolojik Etkisi: Farklı Hücre Kültürleri ile İn Vitro Çalışma., Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli, 2019, 142 s. (Doktora Tezi).
- [22] Francescon, P., Cora, S., Cavedon, C., Total Scatter factors of small beams: A multidetector Monte Carlo study. *Medical Physics*. 2008, 35(2), 504-513.
- [23] Sharma, S., D., Challenges of small photon field dosimetry are still challenging. *J. Med. Phys.* 2014, 39(3), 131-132.
- [24] Das, J. I., Ph. D., Downes, M. B., M. S., Kassaei, A., Ph. D., Tochner, Z., Choice of radiation detector in dosimetry of stereotactic radiosurgery- radiotherapy. *Journal of Radiosurgery*. 2000, 3(4), 177-186.
- [25] Tanny, S., Sperling, N., Parsai, I. E., Correction factor measurements for multiple detectors used in small field dosimetry on the Varian Edge radiosurgery system. *Medical Physics*. 2015, 42(9), 5370-5376.
- [26] International Electrotechnical Commission, Medical Electrical Equipment: Glossary of Defined Terms, IEC60788, IEC, Geneva(2004).
- [27] Palmans, H., Andreo, P., Hug, MS., Seuntjens, J., Christaki, K., Dosimetry of Small Static Fields used in External Beam Radiotherapy: An IAEA-AAPM International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination., Technical Report Series No. 483. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2017, 211 s.
- [28] Cranmer-Sargson, G., Charles, PH., Trapp, JV, Thwaites, DI., A Methodological Approach to Reporting Corrected Small Field Relative Outputs. *Radiotherapy and Oncology*. 2013, 109(3), 350-355.
- [29] Mayles, P., Nahum, A., Rosenwald, J., C., Handbook of Radiotherapy Physics. Taylor & Francis Group, 2007.
- [30] International Commission on Radiation Units and Measurement. Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources. ICRU Report 39. Washington DC: ICRU; 1985.

- [31] Khan, F. M., The Physics of Radiation Therapy, 4th ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [32] Aydingöz, E., İ., İyonize Radyasyonun Deri ve Yara İyileşmesi Üzerine Etkileri. <https://www.dermaneturk.com> Erişim Tarihi: (18 Şubat 2021).
- [33] Ceylan, C., Güngör, S., TPS Algoritmalarının Küçük Alan için Geçerliliği. MedFiz@Online, 2016, Sayı 4, 31-35 s.
- [34] Monaco User Guide-Version 5.10.
- [35] <https://www.memorial.com.tr/bolumler/elekta-versa-hd-signature> Erişim Tarihi: (15 Şubat 2020).
- [36] Aras, S., Prostat Brakiterapisi Hasta Dozu Hesaplamalarında Monte Carlo Yönteminin Kullanılması. Manisa Celal Bayar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Manisa, 2016, 86 s. (Doktora Tezi).
- [37] Sarıaydın, S., Brakiterapi Doz Hesaplamalarında Organ Dozundaki Belirsizliklerin Analizi. Manisa Celal Bayar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Manisa, 2019, 215 s. (Doktora Tezi).
- [38] Kawrakow, I., Rogers, D. W. O., The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NRCC Report PIRS-701 2006; 23-94.
- [39] Rogers, D. W. O, Walters, B., Kawrakow I., DOSXYZnrc Users Manual. Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada, 2009.
- [40] Chen, Z., Ma, C., Li, J., Paskalev, K., Price, R., Luo, W., Fan, J., Stathakis, S., Chen, Y., Lin, T., Chen, L., Effect of Voxel Size on Monte Carlo Dose Calculation for Intensity Modulated Radiotherapy Treatment Planning, Medical Physics. 2006, 33(6), 2095-2095.
- [41] Mohan, R., Chui C., Lidofsky, L., Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators. Medical Physics. 1985, 12(5), 592-597.
- [42] <https://www.truba.gov.tr> Erişim Tarihi: (19.05.2022).
- [43] Kry, S. F., Smith, S. A., Weathers, R., Stovall, M., Skin dose during Radiotherapy: a summary and general estimation technique. Medical Physics. 2012, 13(3), 20-34.
- [44] Butson, M. J., Mathur, J. N., Metcalfe, P. E., Skin dose from radiotherapy X-ray beams: the influence of energy. Australas Radiol. 1997, 41(2), 148–50.
- [45] Mahmoudi, A., Geraily, G., EGSnrc/BEAMnrc-Based Monte Carlo Simulation of the Gamma Knife 4C versus MNCP code in Homogeneous Media. Frontiers in Biomedical Technologies. 2020, 7(1), 33-40.
- [46] Rogers, D. W. O. , Mohan, R., Questions for comparison of clinical Monte Carlo codes. 2000. <http://www.irs.inms.nrc.ca/inms/irs/papers/>.
- [47] Carrier, J., -F., Archambault, L., Beaulieu, L., Roy, R., Validation of GEANT4, and object-oriented Monte Carlo toolkit, for simulations in medical physics. Medical Physics. 2004, 31(3), 484-492.
- [48] Simon, K., Ebert, A., M., Recommended dose voxel size and statistical uncertainty parameters for precision of Monte Carlo dose calculation in stereotactic radiotherapy, Radiation Oncology Physics. Medical Physics. 2020, 21(12), 120–130.

- [49] Benedict, S. H., Yenice, K. M., Followill, D., Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. *Medical Physics*. 2010, 37, 4078-4041.
- [50] Prescribing recording, and reporting of stereotactic treatment with small photon beams. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements; 2017. ICRU Report 91.
- [51] Lindsay, P., Rink, A., Ruschin, M., Jaffray, D., Investigation of energy dependence of EBT and EBT-2 gafchromic film. *Medical Physics*. 2010, 37, 571-576.
- [52] Parlar, C., Küçük Alan IMRT Tedavisinde İyon Odası Volümünün Etkisi. Trakya Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Edirne, 2015, 124 s. (Doktora Tezi).
- [53] Avanzo, N., Drigo, A., Kaiser, S.R., Roggio, A., Sartor, G., Chiovati, P., Franchin, G., Mascarin, M., Capra, Dose to the skin in helical tomotherapy: Results of in vivo measurements with radiochromic films. *Science Direct*. 2013, 29(3), 304-311.
- [54] Sun, L. M., Huang, C. J., Chen, H. Y., Chang, G. H., Tsao, M. J., Evaluating the consistency of location of the most severe acute skin reaction and highest skin dose measured by thermoluminescent dosimeter during radiotherapy for breast cancer. *Medical Dosimetry*, 2016, 41(3), 216-220.
- [55] <https://www.medicana.com.tr/bursa/tibbi-birimler/7808/radyasyon-onkolojisi> Erişim Tarihi: (05 Ocak 2020).
- [56] <https://www.palliativecare.com.tr/radyoterapi-sonrasi-gorulen-yanikler> Erişim Tarihi: (20 Haziran 2020).

