

**DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRESİZ TEDAVİ SİSTEMLERİ İÇİN
KALEM HUZME KERNELİ GELİŞTİRİLMESİ**

**DEVELOPMENT OF PENCIL BEAM KERNEL FOR
FLATTENING FILTER FREE TREATMENT SYSTEMS**

MEHMET ERTUĞRUL ERTÜRK

PROF. DR. CEMİL KOCAR

Tez Danışmanı

PROF. DR. Mehmet TOMBAKOĞLU

EŞ Danışman

Hacettepe Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin
Nükleer Enerji Mühendisliğı Anabilim Dalı İçin Öngördüğü

DOKTORA TEZİ

olarak hazırlanmıştır.

2019

MEHMET ERTUĞRUL ERTÜRK'ün hazırladığı "Düzleştirici Filtresiz Tedavi Sistemleri İçin Kalem Huzme Kerneli Geliştirilmesi" adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **NÜKLEER ENERJİ MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİMDALI**'nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Cemal Niyazi SÖKMEN
Başkan



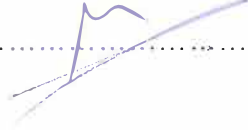
Prof. Dr. Cemil KOCAR
Danışman



Prof. Dr. Ayhan YILMAZER
Üye



Prof. Dr. Emre Merdan FAYDA
Üye



Doç. Dr. Çağdaş YAVAŞ
Üye



Bu tez Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından DOKTORA TEZİ olarak .../.../2019 tarihinde onaylanmıştır.

Prof. Dr. Menemşe GÜMÜŞDERELİOĞLU
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada,

- tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- ve tezin herhangi bir bölümünde bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

18/01/2019



Mehmet Ertuğrul ERTÜRK

Aileme

Dedesinden M. Ece'ye Sevgilerle

Bulunca elimi yaşı
Gülersin düşler içinde
Al kanatlı, sarı kaşlı
Anıları örme kinde

Dışta kül rengi günlerin
Doğanın yelesi serin
Kalabalık iklimlerin
Akar türküsü enginde

Elveda derken sıcaklar
Havaya saplanır oklar
Ece'nin yüreği hoplar
Gelen çiçekler renginde

10.10.2016

Hüsnü Ertürk

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamtaminin ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanması zorunlu metinlerin yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricinde YÖK Ulusal Tez Merkezi / H. Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

Enstitü/Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.

Enstitü / Fakülte yönetim kurulu gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ay ertelenmiştir.

Tezim ile ilgili gizlilik kararı verilmiştir.



18/01/2018

Mehmet Ertuğrul ERTÜRK

ÖZET

DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRESİZ TEDAVİ SİSTEMLERİ İÇİN KALEM HUZME KERNELİ GELİŞTİRİLMESİ

Mehmet Ertuğrul ERTÜRK

Doktora, Nükleer Enerji Mühendisliği

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Cemil KOCAR

Eş Danışman: Prof. Dr. Mehmet TOMBAKOĞLU

Ocak 2019

Kalem huzme algoritması radyoterapide radyasyon dozunun hesaplamasında kullanılan hızlı ve güvenli bir yöntemdir. Bu algoritma düzleştirici filtre kullanılarak elde edilen x-ışınlarına göre geliştirilmiştir. Bu çalışmada amaçlanan, düzleştirici filtresiz x-ışını enerjilerinin ışın karakteristiğinden faydalanarak kalem huzme kernellerini geliştirilmek ve geliştirilen bu kerneller ile heterojen ortamlarda etkin çalışacak bir hesap modeli oluşturmaktır. Heterojen ortamlarda doz hesabının her ortama ait kernellerle yapılması amaçlanmaktadır. Düzleştirici filtresiz x-ışını enerjilerinin farklı ortamlardaki doz dağılımı verileri su fantomu ölçümleri ve Monte Carlo benzeşimi ile elde edilmiştir. Monte Carlo benzeşimi için Varian firması tarafından sağlanan faz-uzay verileri kullanılmıştır. Kernel parametrelerini elde etmek için optimizasyon yöntemi kullanılmıştır. Optimizasyonda ceza fonksiyonu olarak gama analizi yöntemi kullanılmıştır. Optimizasyonla elde edilen kernel parametreleri kullanılarak, iki boyutlu ayırık konvolüsyon hesaplaması ile doz dağılımı hesaplanmıştır. Hesaplanan doz dağılımı ile su fantomu ölçümlerinden elde edilen doz profilleri gama analizi yöntemi ile karşılaştırılmıştır. Hesaplanan doz dağılımı kullanılarak profildeki her bir ölçüm noktasına ait gama değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen kernel ile hesaplanan dozun doğruluğu gama analizi yöntemi kullanılarak üç farklı şekilde kontrol edilmiştir. İlk yöntemde, kernel parametreleri elde etmek için kullanılan profiller ile elde edilen kernel kullanılarak

hesaplanan doz profilleri karşılaştırılmıştır. Gama analizi kriterleri 1 mm %1 doz farkıdır ve eşik dozu %10'dur. İkinci yöntemde çok yapraklı kolimatörler ile şekillendirilmiş alanlar kullanılmıştır. Bu alanlardan yapılan ışınlamaların iki boyutlu dedektör aracılığıyla belirli derinliklerde doz haritaları elde edilmiştir. Karşılaştırma kriteri olarak 3 mm %3 doz farkı ve %10 eşik değeri kullanılmıştır. Karşılaştırma sonucunda elde edilen geçme oranları %95'in üstündedir. Üçüncü karşılaştırma yöntemi olarak yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) alanlarının ışınlanmasıyla elde edilen iki boyutlu doz haritaları kullanılmıştır. Karşılaştırmada çok yapraklı kolimatörler ile ışınlanan alanlarda kullanılan kriterler kullanılmıştır. %99'un üzerinde bir geçme oranı elde edilmiştir. Çalışmanın ikinci aşamasında kalem huzme algoritması ile ortamda soğrulan doz hesabının yapılabilirliği incelenmiştir. Bu amaçla, farklı homojen ortamlardan elde edilen kerneller ile doz dağılımı hesaplaması yapılmıştır. Heterojen ortamlardaki doz dağılımını hesaplamak amacıyla dikey ve yatay yönde doz dağılımı hesabında kullanılan iki ayrı kernel oluşturulmuştur. Heterojen ortamlar için hesaplama sonucunda elde edilen doz dağılımı, Monte Carlo benzeşimi ile elde edilen doz dağılımı ile gama analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırılmış. Yatay düzlemdeki doz dağılımının karşılaştırılmasında kriter olarak 2 mm %2 doz farkı kullanılmıştır. Eşik değeri %10'dur. Karşılaştırma sonucunda %95'in üzerinde geçme oranı elde edilmiştir. İkinci aşamanın ikinci bölümünde geri ve ileri saçılma bileşenleri olan yüzde derin doz modeli önerilmiştir. Farklı fantomlar için kalem huzme algoritması ve Monte Carlo yöntemi ile yüzde derin doz eğrileri elde edilmiştir. Bu eğriler gama analizi yöntemi ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma kriteri olarak 3 mm %3 doz farkı kullanılarak %95'in üzerinde geçme oranı elde edilmiştir. Sonuç olarak, düzleştirici filtresiz x-ışını enerjilerinde ışın karakteristiği göz önünde bulundurularak kerneller yeniden tanımlanabilir. Bu yeniden tanımlanma ile kerneldeki parametre sayısı azaltılabilir. Böylece hesaplama süresi kısaltılabilir. Ayrıca, ortamda soğrulan doz yaklaşımı kalem huzme algoritmasında kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Kalem Huzme Algoritması, Monte Carlo, Heterojenite Düzeltmeleri, Düzleştirici Filtresiz X-Işını

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF PENCIL BEAM KERNEL FOR FLATTENING FILTER FREE TREATMENT SYSTEMS

Mehmet Ertuğrul ERTÜRK

Doctor of Philosophy, Department of Nuclear Energy Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Cemil KOCAR

Co- Supervisor: Prof. Dr. Mehmet TOMBAKOĞLU

January 2019

Pencil beam algorithm is a fast and accurate method for dose computation at Radiotherapy. This algorithm was developed for filtered x-ray energies. The aim of this study was developing pencil beam kernels by utilizing x-ray characteristics of flattening filter free energy, and build a calculation model working at inhomogeneous medium. It was also purposed to make dose calculation at inhomogeneous medium kernel of each medium. Dose distribution data of flattening filter free x-ray at different mediums were gotten with water phantom measurements and Monte Carlo modeling. Phase-space data provided by Varian were used for Monte Carlo modeling. Optimization method was used to obtain kernel parameters. Gama analysis method was used as penalty function at optimization. Dose distribution was obtained with two dimensional discrete convolutions by using these kernel parameters. Gama values of each measurement points were calculated on dose profile by using calculated dose distribution. Accuracy of dose distributions, which were calculated with evaluated kernels, was controlled with three different methods by using gamma analysis technique. At the first, measured profiles used for kernel evaluation were compared with profiles that were calculated with evaluated kernels. Criteria's of gamma analysis were 1 mm distance to agreement, 1% dose difference and the threshold was 10%. Multileaf collimator shaped fields were used at the second stage of calculation accuracy control. Validity of evaluated kernel was controlled

with shaped field with multileaf collimators (MLC) at the second phase. Dose maps of irradiated MLC shaped fields at different depths were measured with two dimensional detector. Criteria's of gamma analysis were 3 mm 3% dose difference criteria and with 10% threshold. Passing ratio of each comparison was found greater than 95%. Acquired dose maps by irradiation of intensity modulated radiation therapy (IMRT) field were used at the third phase of the comparison. Criteria were used at MLC shaped fields were also used in this phase, and a passing ratio greater than 99% were achieved. At the second stage, capability of dose to medium calculation ability of pencil beam algorithm was investigated. Thus, dose distributions were calculated with the kernels evaluated from different homogeneous mediums. In order to calculate dose distributions at heterogeneous medium, two different kernels were prepared for calculate dose distribution at depth and lateral directions. Dose distributions evaluated at heterogeneous mediums pencil beam calculation were compared with dose distributions evaluated with Monte Carlo simulation by using gamma analysis method. Criteria used for comparison of lateral dose distribution were 2 mm 2% with 10% threshold. A passing ratio greater than 95% was achieved. At the second part of the second stage a percentage depth dose calculation model with forward scatter and backward scatter kernel was suggested. Percentage depth dose curves evaluated with pencil beam algorithm and Monte Carlo methods for different phantoms. These curves were compared with gamma analysis method. Passing ratio's greater than 95% were achieved by the criteria of 3 mm 3%. As a result, the kernels can be redefined by considering the beam characteristics of the flattening filter free x-ray energies. With this redefinition, the number of parameters in the kernel can be reduced. Thus, the calculation time can be shortened. In addition, dose to medium approach can be used in the pencil beam algorithm.

Keywords: Pencil Beam Algorithms, Monte Carlo, Inhomogeneity Correction, Flattening Filter Free X-rays

TEŞEKKÜRLER

Doktora tez alıőmam boyunca bilgi ve tecrübeleriyle yol gösterici olan değerli hocalarım, baőta tez danışmanım Prof. Dr. Sayın Cemil KOCAR'a ve eş danışmanım Sayın Prof. Dr. Mehmet TOMBAKOğLU'na, tez izleme komitesi üyeleri Sayın Prof. Dr. Cemal Niyazi SÖKMEN'e ve Sayın Prof. Dr. Ayhan YILMAZER'e,

Tez çalıőmalarımda desteğini maddi ve manevi olarak hiçbir zaman esirgemeyen değerli müdürüm Sayın Dr. Salih GÜRDALLI'ya,

Doktora eğitimim süresince maddi ve manevi yardımlarıyla eğitimimi tamamlamamı sağlayan değerli arkadaşlarım Sayın Dr. Mehmet TÜRKMEN'e, Sayın Dr. Osman őahin ÇELİKTEN'e, Sayın Dr. Mahmut Nedim CİNBİZ'e,

Hayatım boyunca tüm fedakarlıklarıyla desteklerinin hep yanımda olduğunu gösteren, baőarma azmi aőılayan, hayatta yeri doldurulamaz sevgili aileme ve öğretileri ile hep yanımda olan rahmetli annem Leyla ERTÜRK'e

Saygılarımla sonsuz teőekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜRLER.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
ÇİZELGELER.....	ix
ŞEKİLLER.....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Tezin Amacı ve Takip Edilen Yöntem.....	3
1.2. Eksternal Radyoterapinin Gelişimi	5
1.3. Doğrusal Hızlandırıcılar.....	6
1.4. Tedavi Planlama Sistemleri.....	10
1.5. Doz Ölçüm Sistemleri.....	11
1.5.1. Su Fantomları	11
1.5.2. Elektrometre	11
1.5.3. Katı fantom	11
1.5.4. İyon odaları.....	12
1.5.5. Diyot Detektörler.....	13
1.5.6. İki Boyutlu Detektör Matrisleri	14
1.6. Dozimetrik Nicelikler.....	14
1.6.1. Yüzde Derin Doz (YDD).....	14
1.6.2. Profil	15
1.6.3. Eksendışı Faktörü.....	16
1.6.4. Eşdeğer Kare Alan.....	16
1.6.5. Havadaki Doz	17

1.6.6. Kolimatör Faktörü	17
1.6.7. Doz	17
1.6.8. Pik Saçılma Faktör.....	17
1.6.9. Saçılma Faktör.....	18
1.6.10. Göreceli Doz Faktörü.....	18
1.6.11. Doku Hava Oranı	18
2. LİTERATÜR ÖZETİ	20
2.1. Kalem Huzme Algoritması.....	20
2.2. Monte Carlo Benzeşimi	27
2.3. Yoğunluk Düzeltmeleri	29
2.4. Kernel Eldesinde Kullanılan Optimizasyon Yöntemleri.....	33
2.5. Gama Analizi Yöntemi.....	34
2.6. Radyolojik Mesafe ve Işın Takip Algoritması.....	37
2.7. Mutlak Dozun Hesaplanması	38
3. MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE DOĞRUSAL HIZLANDIRICI VE ÖLÇÜM DÜZENİĞİNİN BENZEŞİMİ.....	40
3.1. Monte Carlo Benzeşimi	40
3.2. Radyal Enerji Spektrumunun İncelenmesi.....	43
3.3. YDD Eğrisi Benzeşiminde Geri Saçılma Bileşeninin Oluşturulması	44
3.4. Deneysel Verilerin Eldesi ve Monte Carlo Benzeşim Sonuçları ile Karşılaştırılması	46
3.4.1. Su İçin Elde Edilen MC Benzeşimi Sonuçlarının İncelenmesi	47
3.4.2. Sudan Farklı Ortamlar İçin Elde Edilen MC Benzeşimi Sonuçlarının İncelenmesi	48
4. KALEM HUZME KERNELLERİNİN ELDESİ VE DOZ HESAPLAMASI	50
4.1. Kalem Huzme Doz Hesabı Programı	50
4.2. Kalem Huzme Kernellerinin Belirlenmesi	53
4.3. Kalem Huzme Kernellerinin Homojen Ortam İçin Türetilmesi.....	55

4.4.	Kalem Huzme Kernellerinin Heterojen Ortam için Hesaplanması	57
4.5.	Radyolojik Mesafe ve Işın İzleme Algoritması	60
4.6.	Yüzde Derin Doz Eğrileri ve Heterojenite Düzeltmesi	61
4.7.	Mutlak Doz Hesabı	62
4.8.	Kalem Huzme Algoritması ile Elde Edilen Doz Sonuçlarının Değerlendirilmesi	63
4.8.1.	Su İçin Elde Edilen Doz Profillerinin Karşılaştırılması	63
4.8.2.	Korumalı Bloklu ve Yoğunluk Ayarlı Alanlar İçin Hesaplanan Doz Haritaların İncelenmesi	64
4.8.3.	Kalem Huzme Algoritması Ve Monte Carlo İle Elde Edilen Doz Profilleri Karşılaştırılması	65
4.8.4.	Heterojen Ortamlar için Kalem Huzme Algoritması ve Monte Carlo Yöntemi İle Hesaplanan Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması	65
5.	SONUÇ VE TARTIŞMA	67
5.1.	Monte Carlo Benzeşimi İle Deneysel Verilerin Uyumunun İncelenmesi ..	68
5.2.	Homojen Ortamda Kernelin Üretilmesi ve Doz Hesabı	75
5.2.1.	B _z Parametresi	75
5.2.2.	Göreceli Doz Profilleri	76
5.2.3.	Koruma Bloklu Ve Yoğunluk Ayarlı Alanlar	78
5.2.4.	Mutlak Doz Dağılımının İncelenmesi	84
5.3.	Heterojen Ortamlar İçin Kernel Üretimi Ve Doz Hesabı	88
5.4.	Tartışma ve Yorumlar	95
	KAYNAKLAR	98
	TEZDEN TÜRETİLMİŞ BİLDİRİLER	103
	ÖZGEÇMİŞ	105

ÇİZELGELER

Çizelge 4.1. 200 keV-6 MeV arası zayıflama ve enerji soğurulma eşdeğer derinlikleri.....	59
Çizelge 5.1. MC yöntemi ile benzeşimi yapılan ve iyon odası ile ölçülen derin dozların dozimetrik parametrelerinin farklı alanlarda karşılaştırılması.....	68
Çizelge 5.2. 10 cm x 10 cm alan ile ışınlanan farklı ortamlarda farklı algoritmalarla hesaplanan en yüksek doz değerleri	75
Çizelge 5.3. Farklı alanlara ait farklı derinliklerdeki gama analizi sonuçları	83
Çizelge 5.4. Farklı alanlara ait farklı derinliklerdeki gama analizi sonuçları	87
Çizelge 5.5. Farklı ortamlara ait yatay saçılma kernel parametreleri	88

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Doğrusal hızlandırıcı şematik diyagramı.....	7
Şekil 1.2. Düzleştirici filtresiz ve düzleştirici filtreli soğrulan doz profilleri	8
Şekil 1.3. Farklı enerjiler için tasarlanmış düzleştirici filtreler.....	8
Şekil 1.4. Işın gözü penceresine bir örnek.....	10
Şekil 1.5. 3 boyutlu PTW marka su fantomu	12
Şekil 1.6. İyon odası şematik gösterimi	13
Şekil 1.7. Yüzde derin doz eğrisi	15
Şekil 1.8. Farklı derinliklerdeki yarı profil grafikleri.....	16
Şekil 1.9. Havada ölçülen doz, ortamda ölçülen doz ve pik saçılma faktörü	18
Şekil 1.10. Doku hava oranı ölçüm düzeneği	19
Şekil 2.1. Gantri ve Fan-line sistemler [17].....	23
Şekil 2.2. Ölçülen ve hesaplanan doz profilleri	34
Şekil 2.3. İki boyutta ışın doğrultusunun ızgara sisteminde gösterimi	37
Şekil 3.1 EGSnrc programı ile oluşturulan hareketli kolimatör modeli	43
Şekil 3.2. Enerji fluensinin uzaysal konuma bağlı değişimi.....	44
Şekil 4.1. Su fantomu ölçüm yönlerinin görseli	51
Şekil 4.2. Yoğunluk düzeltmesi dahil edilmemiş bir kernel matrisinin gösterimi ...	52
Şekil 4.3. MC yöntemi ile elde edilmiş 6 MV FFF fluensi.....	53
Şekil 4.4. 5 ve 25 cm kare alanların ters kare düzeltmesi yapılmış doz profillerinin derinliğe bağlı değişimi	54
Şekil 4.5. Optimizasyon akış diyagramı.....	57
Şekil 4.6. MC yöntemi ile hesaplanmış mesafeye bağlı geri saçılma oranları	61
Şekil 5.1. Düzleştirici filtreli 6 MV enerjisinde SSD 100 cm iken alan merkezinden uzaklaştıkça enerji spektrumunun değişimi	67
Şekil 5.2. Düzleştirici filtresiz 6 MV enerjisinde SSD 100 cm iken alan merkezinden uzaklaştıkça enerji spektrumunun değişimi	67
Şekil 5.3. 5 cm x 5 cm alanda iyon odası ölçümü ve MC benzeşimi ile elde edilen derin doz eğrilerinin ve bu eğrilere göre hesaplanmış gama analizi sonuçları.....	69

Şekil 5.4. 10 cm x 10 cm alanda iyon odası ölçümü ve MC benzeşimi ile elde edilen derin doz eğrilerinin ve bu eğrilere göre hesaplanmış gama analizi sonuçları.....	70
Şekil 5.5. 20 cm x 20 cm alanda iyon odası ölçümü ve MC benzeşimi ile elde edilen derin doz eğrilerinin ve bu eğrilere göre hesaplanmış gama analizi sonuçları.....	70
Şekil 5.6. 5 cm x 5 cm alan boyutunda ölçülen ve modellenen profillerin karşılaştırılması.....	71
Şekil 5.7. 10 cm x 10 cm alan boyutunda ölçülen ve modellenen profillerin karşılaştırılması.....	72
Şekil 5.8. 20 cm x 20 cm alan boyutunda ölçülen ve modellenen profillerin karşılaştırılması.....	72
Şekil 5.9. 10 cm x 10 cm alan için kemik, su, ve akciğer için hesaplan yüzde derin doz eğrileri	73
Şekil 5.10. 10 cm x 10 cm alanda ışınlanan üç farklı yoğunluktaki okumanın en yükseğine göre normalize edilmiş derin doz eğrileri.....	73
Şekil 5.11. 10 cm x 10 cm alan ile ışınlanan akciğer fantomunda farklı algoritmalarla hesaplanan dozun derinliğe bağlı değişimi	74
Şekil 5.12. 10 cm x 10 cm alan ile ışınlanan kemik fantomunda farklı algoritmalarla hesaplanan dozun derinliğe bağlı değişimi	75
Şekil 5.13. Bz parametresinin derinliğe bağlı değişimi	76
Şekil 5.14. 5x5'lik alan 3 farklı derinlikte ölçülen değerlerle modellenen verilerin karşılaştırılması	77
Şekil 5.15. 10x10'luk alan 3 farklı derinlikte ölçülen değerlerler modellenen verilerin karşılaştırılması	77
Şekil 5.16. 20x20'lik alan 3 farklı derinlikte ölçülen değerlerle modellenen verilerin karşılaştırılması	78
Şekil 5.17. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 2 cm derinlik.....	78
Şekil 5.18. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 5 cm derinlik.....	79
Şekil 5.19. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 10 cm derinlik.....	79

Şekil 5.20. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 20 cm derinlik.....	79
Şekil 5.21. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 30 cm derinlik.....	80
Şekil 5.22. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 2 cm derinlik.....	80
Şekil 5.23. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 5 cm derinlik.....	80
Şekil 5.24. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 10 cm derinlik.....	81
Şekil 5.25. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 20 cm derinlik.....	81
Şekil 5.26. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 30 cm derinlik.....	81
Şekil 5.27. 6 alanlı YART planı gama analizi incelemesi 2 cm derinlik.....	82
Şekil 5.28. 6 alanlı YART planı gama analizi incelemesi 5 cm derinlik.....	82
Şekil 5.29. 6 alanlı YART planı gama analizi incelemesi 10 cm derinlik.....	83
Şekil 5.30. 6 alanlı YART planı gama analizi incelemesi 20 cm derinlik.....	83
Şekil 5.31. 6 alanlı YART planı gama analizi incelemesi 30 cm derinlik.....	83
Şekil 5.32. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 2 cm derinlik.....	84
Şekil 5.33. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 5 cm derinlik.....	84
Şekil 5.34. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 10 cm derinlik.....	85
Şekil 5.35. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 20 cm derinlik.....	85
Şekil 5.36. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 30 cm derinlik.....	85
Şekil 5.37. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 2 cm derinlik.....	86
Şekil 5.38. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 5 cm derinlik.....	86

Şekil 5.39. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 10 cm derinlik.....	86
Şekil 5.40. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 20 cm derinlik.....	87
Şekil 5.41. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 30 cm derinlik.....	87
Şekil 5.42. Homojen olmayan ortamda doz hesabı için oluşturulan fantom	89
Şekil 5.43. 5 cm derinlikte KHA, AAA, Acuros ve MC algoritmalarının doz profillerinin karşılaştırması	90
Şekil 5.44. 10 cm derinlikte KHA ile hesaplanan doz profili	90
Şekil 5.45. 10 cm derinlikte KHA, AAA, Acuros ve MC algoritmalarının doz profillerinin karşılaştırması	91
Şekil 5.46. 15 cm derinlikte KHA, AAA, Acuros ve MC algoritmalarının doz profillerinin karşılaştırması	91
Şekil 5.47. 10 cm derinlikteki gamma analizi grafiği	92
Şekil 5.48. 10 cm x 10 cm alan için farklı algoritmalar ile homojen kemik ortamı için hesaplanan derinliğe bağlı doz değişimleri	92
Şekil 5.49. 10 cm x 10 cm alan için farklı algoritmalar ile homojen akciğer ortamı için hesaplanan derinliğe bağlı doz değişimleri	93
Şekil 5.50. Farklı yoğunluktaki levhalardan oluşan fantom	93
Şekil 5.51. Su ve akciğer yoğunluğundan oluşan fantomda derin doz eğrileri	94
Şekil 5.52. Su ve akciğer yoğunluğundan oluşan fantomda derin doz eğrileri ve gama analizi ile karşılaştırması	94
Şekil 5.53. Su ve kemik yoğunluğundan oluşan fantomda derin doz eğrileri ve gama analizi ile karşılaştırması	95

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

A:	Alan, katsayı
A_{eq} :	Eşdeğer kare alan
Co:	Kobalt
Cu:	Bakır
CT:	Bilgisayarlı tomografi
$D(r)$:	r noktasındaki doz
$D^m(r)$:	r noktasındaki çoklu saçılmadan kaynaklı doz
$D^b(r)$:	r noktasındaki birincil doz
$D^s(r)$:	r noktasındaki birincil saçılmadan kaynaklı doz
D^M :	Ölçülen Doz
D^C :	Hesaplanan Doz
D_z :	z derinliğindeki doz
E:	Enerji
Ni:	Nikel
P_b :	Sınır profili
P_c :	Zarf profili
R_D :	Yüzde derin doz eğrisinin %D dozuna ulaştığı derinlik.
S_c :	Kolimatör saçılma faktörü
S_p :	Fantom saçılma faktörü
X:	Havada ki doz
V:	Hacim
W:	Tungsten
d:	Mesafe
erf():	Hata fonksiyonu
f:	Kaynak yüzey mesafesi
i:	nod sayısı, nod değeri
$k(r-r')$:	kernel
r:	yarı çap, mesafe
r_x^C :	Dozun hesaplandığı nokta, koordinat

r_x^M :	Dozun ölçüldüğü nokta, koordinat
u:	u uzunluğundaki alan kenarı
v:	v genişliğindeki alan kenarı
x:	x eksenini üzerindeki nokta
x' :	x eksenini üzerindeki saçılma noktası
y:	y eksenini üzerindeki nokta
y' :	y eksenini üzerindeki saçılma noktası
w:	ağırlık faktörü
z:	z eksenini üzerindeki nokta
z' :	z eksenini üzerindeki saçılma noktası
Z_{mak} :	Dozun maksimum olduğu derinlik
Z_{rad} :	Radyolojik derinlik
Z_{ref} :	Referans derinlik
ρ :	Yoğunluk
μ :	Soğurma katsayısı
μ_{etk} :	Etkin soğurma katsayısı
$\Gamma_{xx'}$:	x ve x' noktalarına göre gama değeri
σ_x :	x noktasının gama değeri
ΔD :	Doz farkı
Δr :	Mesafe farkı
Δx :	Mesafe farkı
π :	Pi
Ψ :	Enerji fluensi
Φ :	Fluens
Φ_{Ω} :	Açısal fluens

Kısaltmalar

AAA:	Analytical Anisotropic Algorithm
AAPM:	American Association of Physicists in Medicine
CPE:	(Charged Particle Equilibrium) Yüklü parçacık dengesi
DF:	Düzeltilme faktörü
DHO:	Doku Hava Oranı
DKHA:	Diferansiyel kalem huzme algoritması

DKHK:	Diferansiyel kalem huzme kernel
dDHO:	Diferansiyel Dolu Hava Oranı
DKH:	Diferansiyel kalem huzme
dSAR:	Diferansiyel Saçılma Hava Oranı
EDF:	Eksen dışı faktör
FF:	(Flattening filter) Düzleştirici Filtre
FFF:	(Flattening filter free) Düzleştirici Filtresiz
FFT:	(Fast Fourier Transform) Hızlı Fourier Dönüşümü
FSPB:	(Finite Size Pencil Beam) Sonlu boyutlu kalem hüzme
GDF:	Göreceli doz faktörü
GSDDK:	Geri saçılma derin doz kerneli
IAEA:	Uluslararası Atom Enerji Ajansı
KHA:	Kalem huzme algoritması
KHK:	Kalem huzme kernel
MC:	Monte Carlo
MeV:	Milyon Elektron Volt
MU:	(Monitor Unit), ışınlama miktarı
MV:	Mega Volt
PSF:	Pik saçılma faktörü
SAD:	Kaynak eksen mesafesi
SSD:	Kaynak yüzey mesafesi, kaynak cilt mesafesi
TRS:	Technical report series
YART:	Yoğunluk Ayarlı Radyo Terapi
YDD:	Yüzde Derin Doz
YDD ^b :	Birincil saçılmalardan kaynaklı Yüzde Derin Doz
YDD _b :	Geri saçılmadan kaynaklı yüzde derin doz
YDD _f :	İleri saçılmadan kaynaklı yüzde derin doz
VF:	Verim faktörü
cm:	Santimetre
kV:	Kilo Volt
keV:	Kilo Elektron Volt
linak:	Doğrusal Hızlandırıcı
mm:	milimetre

1. GİRİŞ

Tıpta teşhis ve tedavi amacıyla kullanılan radyasyonun uygulama dozları, yan etkilerinden dolayı sınırlandırılmıştır. Radyasyonun yan etkileri; doz ile oluşma olasılığının arttığı kanser ve genetik mutasyon gibi stokastik etkiler ile doz eşik değeri aşıldığında oluşması beklenen katarakt, kısırlık ve diğer akut radyasyon sendromları gibi deterministik etkiler olarak ikiye ayrılır. Radyasyonun tedavi amacıyla kullanıldığı radyoterapi uygulamalarında verilen dozun yüksekliği deterministik etki gözlenebilecek doz seviyesindedir. Bu durum, verilen dozun tespitinin kesinliğine duyulan ihtiyacı hayati kılmaktadır. Radyoterapide risk altındaki doku ve organların aldığı doz yan etkilerin ön görülmesi, tespiti ve tedavisi açısından önemliken, tümörün aldığı doz ise tedavi başarısının incelenmesi ve değerlendirilmesi açısından önemlidir.

Radyasyon dozunu hesaplanması için farklı ölçüm yöntemleri ve bu ölçüm sonuçlarını kullanan doz hesaplama yöntemleri geliştirilmiştir. Kalem huzme algoritması (KHA) uzun yıllardır geliştirilmekte olan doz hesaplama yöntemlerinden biridir. KHA kısa sürede kabul edilebilir sınırlar içerisinde doz hesabı yapabilmesi sayesinde günümüzde de etkin bir şekilde kullanılmaktadır. KHA'nın günümüzde birçok kullanım alanı vardır. Bu algoritma, hastaya verilen dozun hesaplanması veya yoğunluk ayarlı radyoterapide (YART) optimizasyon aşamasında fluens haritalarının hesaplanmasında kullanılmaktadır. Ayrıca, plan kalite kontrolü yapan programlarda doz hesaplama algoritması olarak kullanılmaktadır.

Yakın tarihte teorisi ortaya konmuş olan YART, ışınlama alanlarının alt parçalara bölünerek yapılması ilkesine dayanır. YART alt alanlardan ışının verilme yöntemine göre dinamik YART ya da statik YART olarak ikiye ayrılır. Dinamik YART'ta ışının ayarlanması çok yapraklı kolimatörler (MLC) ile sağlanır. Sabit kolimatör alanından ışınlama sürekli olarak yapılırken MLC sürekli hareket halindedir. Bu sayede ışın fluensi ayarlanmış olur. Bir noktanın ne kadar doz aldığı ışınlama süresi boyunca o noktanın ne kadar MLC varken ve yokken ışınlandığına bağlıdır. Statik YART tekniğinde MLC'ler hareketsizdir. Ana alan alt alanlara bölünür. Bu alt alanlardan yapılan ışınlamanın toplamı, ana alandan verilmek istenen doza eşittir.

YART ile bütün halde homojen fluens ile ışınlanan alanların yerini yaprak kolimatörler ile şekillendirilmiş fluensi ayarlanması ile yapılan ışınlamalar almıştır. YART tekniği temelinde optimizasyon problemi olan ve tümevarım ilkesi kullanılan bir ışınlama türüdür. YART günümüz radyoterapi uygulamalarında standart hale gelmiştir.

Konformal 3 boyutlu radyoterapide yapılan ışınlama sonucu elde edilen doz dağılımı neticesinde dokuların ne kadar radyasyona maruz kaldığını gösteren grafiklere doz hacim histogramı denir. Doz hacim histogramları ışınlama bölgesindeki tümörün ya da ışın bölgesine yakın yerlerdeki sağlıklı dokuların ne kadar doz aldığını gösteren grafiklerdir. Konformal radyoterapide bu grafiklerdeki sonuçlara göre hasta için hazırlanan planın uygunluğu incelenir. Plan kar/zarar ilkesi doğrultusunda uygulanabilir değilse yeniden planlama yapılır. Sonuç olarak 3 boyutlu konformal radyoterapide önce alanlar tayin edilir. Bu alanlardan yapılan ışınlama sonucunda tümörün ve organların aldığı doz incelenir. Bu şekilde ileri doğru bir iş akışı vardır. YART'de alt alanlar, ters planlama prensibi doğrultusunda oluşturulur. Alt alanlar kullanıcı tarafından tanımlanan doz hacim histogramı öğelerine göre bir optimizasyon programı tarafından belirlenir. Kullanıcı, tümörün ne kadar doz alması gerektiğini ve normal dokuların ne kadar doz alabileceğini belirler. Bu kısıtlamalar sonucunda işlem konformal yöntemle göre tersten yapıldığı için bu işleme ters planlama denmektedir. İstenilen sonucun belirtilmiş olması ve istenilen sonuca yakın çözüm kümesinden bir elemanın seçilmesi YART tekniğinin optimizasyon kısmında gerçekleşir.

YART'de optimizasyon işlemleri uzun hesaplama sürelerine ihtiyaç duyar. Optimizasyon sonucu için gereken bu süre kliniğin iş akışı içinde kabul edilebilir olmalıdır. Bu yüzden YART'de optimizasyon esnasında kullanılan doz hesaplama algoritmalarında hesaplama süresini kabul edilebilir seviyeye indirmek için birtakım yaklaşımlar kullanılır ve ihmallere yapılır. Hesaplama esnasında yapılan ihmallere; yoğunluk düzeltilmesi, yüzey açısı düzeltilmesi ve diğer bir takım fiziki öğelerin ihmal olabilir. Hesaplama yapılan nokta sayısını azaltmak (büyük ızgara genişliği düşük doz hacim histogramı eleman sayısı) ya da daha az hesaplama elemanı kullanan algoritmaları kullanmak ise yapılabilecek hesaplama yaklaşımları arasındadır. YART optimizasyonunda doz hesaplaması için kullanılan algoritmalarından biride

KHA'dır. Bu algoritma hem optimizasyon algoritması olarak hem de son doz hesaplama algoritması olarak kullanılabilir.

KHA ortamdan geçtiği varsayılan ışınların yatay düzlemde oluşturdukları doz etkilerinin tüm ışınlar için toplanması ilkesine dayanır. Başka bir ifadeyle madde içindeki bir katmanın yüzey normaline paralel şekilde hareket eden ışınların, yüzey normaline dik yönde oluşturdukları varsayılan doz etkilerinin toplamıdır. Bu toplama işlemi matematiksel olarak konvolüsyon integrali olarak ifade edilebilir. Fantomun ya da dokunun yüzeyine gelen kalem huzmelerin spektrumunun konuma bağlı değişim göstermediği kabul edilir. Sadece yüzeye gelen huzmenin şiddetinin değiştiği varsayılır. Kalem huzme yaklaşımında, huzmelerin şiddetleri, fluensleri ya da ağırlıkları gibi çarpanlar radyal simetrik kabul edilir. Buna ek olarak doz kernelleride radyal simetrik yapıya sahiptir. Radyal simetriklik, yatay düzlemdeki ortam değişikliklerinde özellikle yüksek yoğunluk geçişlerinde, yüksek tahmin ya da alçak tahmine neden olmaktadır. KHA'nda ortamın yarı sonsuz ve tek yoğunlukta olduğu kabul edilir. Bu nedenle heterojen ortamlarda ışının hareket yönünde de, yatay doz dağılımında olduğu gibi, yüksek değer verme ya da alçak değer verme sorunu ile karşılaşılır. KHA'nın ışın demetinin hareket yönünde vereceği hataları azaltmak için bir takım yoğunluk düzeltme yaklaşımları uygulanır. Bunlar, birtakım çarpanlar olabileceği gibi konvolüsyon integraline eklenen fonksiyonlarda olabilir.

1.1. Tezin Amacı ve Takip Edilen Yöntem

Bu tez çalışmasının ilk amacı, filtresiz x-ışını enerjilerin ışın karakteristiklerini kullanarak filtresiz enerjilere yönelik bir KHA geliştirmektir. Çalışmanın ikinci amacı, filtresiz enerjiler için heterojen ortamlarda etkin olarak çalışan kalem huzme modeli ve kerneli oluşturmaktır. İkinci aşamada elde edilmeye çalışılan kerneli oluşturmak için farklı maddelerdeki doz dağılım bilgisine ihtiyaç duyulmaktadır. Farklı yoğunluğa sahip ortamlardaki doz dağılım bilgisi MC yöntemi kullanılarak elde edilecektir. Bu çalışmada önerilen kernelin parametreleri optimizasyon yöntemi kullanılarak hesaplanacaktır. Optimizasyonda ceza fonksiyonu olarak gama analizi yöntemi kullanılacaktır. Kernel parametreleri, gama analizi yöntemi ile elde edilen sonucu en küçük değere ulaştıracak şekilde belirlenecektir. Kernel parametreleri belirlendikten sonra KHA ile hesaplanan doz dağılımı, MC yöntemi

ile elde edilen doz dağılımı ile karşılaştırılacaktır. Bu karşılaştırma için gama analizi yöntemi kullanılacaktır. Oluşturulan kernelle yapılan doz hesaplamalarının doğruluğu yine MC benzeşimi ile yapılan modellemelerden elde edilen doz dağılımları ile gama analizi metodu kullanılarak karşılaştırılacaktır. Tez için izlenecek yol özeti aşağıda verilmektedir.

i. Su fantomu havada ve suda profil ölçümü ile suda yüzde derin doz ölçümü yapıldı. Havada yapılan profil ölçümü fluens olarak doz hesaplamalarında kullanıldı.

ii. Doz hesabı yapmak için kalem huzme doz hesabı algoritması yazıldı.

iii. Kernel hesaplama ve doz dağılımlarını karşılaştırmak için gama analizi modülü eklendi.

iv. Kalem huzme doz hesabı algoritması ve gama analizi modülü optimizasyon programında kullanılarak yatay saçılma kernel parametreleri belirlendi. Kernel parametreleri belirlenirken Adım 1'de suda ölçülen profil değerlerine yakınsatılmaya çalışıldı.

v. Elde edilen kernel parametreleri ile doz hesabı programı kullanılarak

a. Açık alan doz hesaplaması yapıldı

b. Statik alan ışınlarının doz hesaplaması yapıldı

c. YART alanlarının doz hesabı yapıldı

vi. Kernel parametreleri ile hesaplanan dozların doğruluğu kontrol etmek için farklı dedektör tipleriyle doz ölçümleri alındı.

vii. Monte Carlo yöntemi ile hareketli kolimatörlerin üzerinde bulunan faz-uzayı verisi farklı alan boyutları için fantom yüzeyine çekildi. Böylece DOSXYZnrc programı için farklı alan boyutlarına sahip faz-uzay verileri oluşturuldu.

viii. Yeni oluşturulan faz-uzayı verisi ile su, akciğer ve kemik dokudan oluşan ortamlarda DOSXYZnrc programı doz dağılımları hesaplandı.

ix. Monte Carlo elde edilen doz dağılımlarının doğruluğu su fantomunda yapılan ölçümler ve ticari planlama sistemlerinde kullanılan algoritmalarla teyit edildi.

x. Heterojen ortamda doz hesabının doğruluğu incelemek amacıyla Monte Carlo benzeşimleri yapıldı. Aynı fantom düzeneği kullanılarak dozlar ticari hesap algoritmasında da tekrarlandı.

- xi. 4. adımdaki işlemler Monte Carlo yöntemi ile elde edilen doz dağılımları kullanılarak tekrarlandı. Böylece su, kemik ve akciğer doku için yatay saçılma kernel parametreleri üretildi.
- xii. Kalem huzme doz hesabı algoritması heterojen ortamlarda farklı kernel katsayıları kullanarak çalışacak hale getirildi.
- xiii. Kalem huzme doz hesabı algoritması ile heterojen ortamlar için yapılan yatay düzlemdeki hesaplaması 11. adımda elde edilen sonuçlarla karşılaştırıldı.
- xiv. Yüzde derin doz benzeşimi için kalem huzme algoritması yazıldı.
- xv. Kalem huzme algoritmasındaki geri saçılma doz bileşenini bulmak için su, akciğeri ve kemik dokularında Monte Carlo benzeşimleri yapıldı
- xvi. Adım 8 ve 15'deki doz dağılımları kullanılarak 4. adımdaki yaklaşımla yüzde derin doz kernel katsayıları belirlendi
- xvii. Elde edilen sonuçlar 10. ve 11. adımda elde edilen Monte Carlo benzeşimi sonuçları ile karşılaştırıldı.

1.2. Eksternal Radyoterapinin Gelişimi

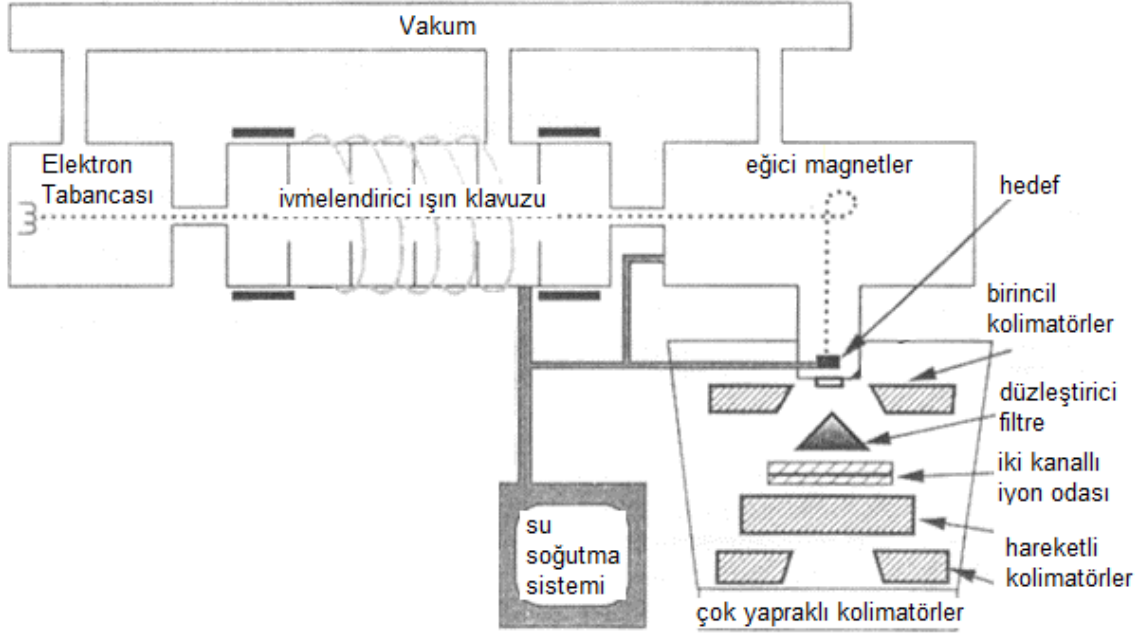
Bu çalışmanın konusu olan eksternal radyoterapi, radyasyon üreticinin hastaya 5 cm'den daha uzak olduğu tedavi şeklidir. İlk çıktığı 1900'lerin başından günümüze içerdiği bileşenlerin teknolojiye bağlı gelişimine paralel olarak gelişim göstermiştir. Günümüzde hala cildiye de kullanılan Grenz ışınları cihazı ilk eksternal radyoterapi cihazıdır. Grenz ışınları elektromanyetik tayfta morötesi ve iyonlaştırıcı radyasyonun başlangıç bölgesinde 20 kV'nin altında ışınlar sahiptir. Grenz ışınları cihazından sonra kontak tedavi cihazları geliştirilmiştir. Bu cihazlar 40-50 kV mertebesinde hızlandırıcıya sahiptirler. Ürettikleri x-ışınlarının tamamına yakını dokuda 2 cm içinde soğrulur. Bu cihazlarda ilk kez yumuşak ışınları yok etmek için mm kalınlığında alüminyum filtreler kullanılmıştır. Yüzeysel tedavi cihazları 50-150 kV hızlandırma potansiyeline sahiptirler. Işını sertleştirmek için 1 mm ile 6 mm arası değişen filtreler kullanılmıştır. Yüzeysel tedavi cihazlarında kon kullanılır ve yaklaşık kaynak cilt mesafesi (SSD) 15-20 cm'dir. Derin tedavi cihazları 1940'ların ortalarına doğru geliştirilmiştir. Derin Tedavi cihazlarının en yüksek foton enerjileri 150 kV-500 kV seviyesindedir. Ancak bu enerji düzeyinde kemiklerde soğrulma fazladır. Bu cihazlarda SSD mesafesi 50 cm'dir. Derin Tedavi cihazlarında birden fazla alan kullanılarak tedavi yapılabilir. Co-60 teleterapi cihazı 1950'lerin başında yoğun bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Co-59 izotopunun

nötron ile bombardımanı sonucu oluşan Co-60 izotopu, beta bozunumu yaparak Ni-60'a dönüşür. Dönüşüm neticesinde izotop taban enerji seviyesine dönerken 1,33 ve 1,17 MeV enerjiye sahip iki adet gamma ışını yayınlar. Co-60 teleterapi cihazları günümüzde hala kullanılmaktadır. Tipik SSD değeri 80 cm'dir. Doz maksimum değerine cildin 5 mm altında ulaşır. Bu sayede cilt nispeten korunmuş olur. Kemikte soğrulma problemi derin tedavi cihazlarına göre azalmıştır. [1].

1.3. Doğrusal Hızlandırıcılar

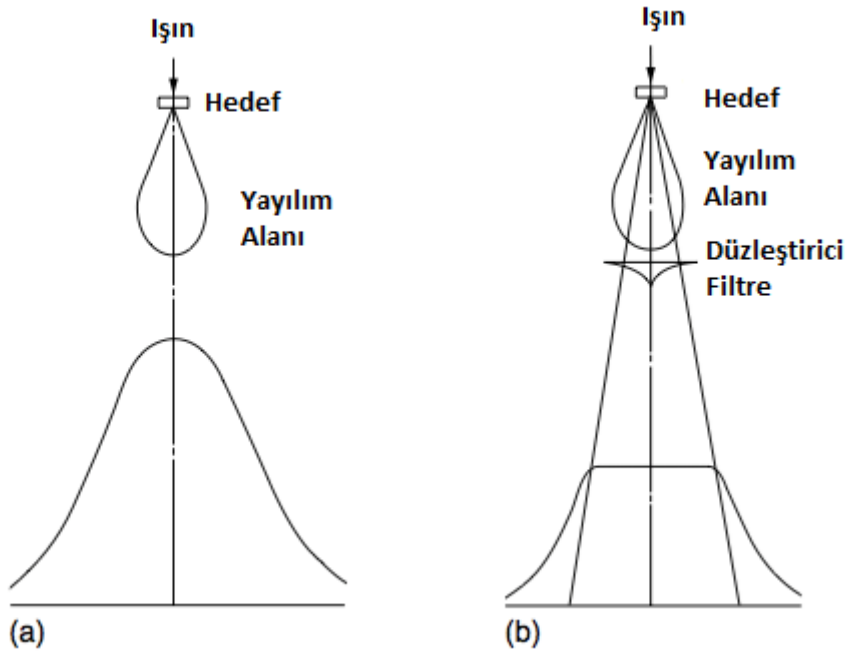
Bu çalışmada, radyasyon kaynağı olarak doğrusal hızlandırıcı kullanılmaktadır. Doğrusal hızlandırıcılar ile tedaviler 1960'ların başında yapılmaya başlanmıştır. Bu kullanım ile tedavi başarısının arttığı gözlenmiştir. Şekil 1.1'de doğrusal hızlandırıcılara ait şematik diyagram mevcuttur. Doğrusal hızlandırıcılarda, elektron tabancası adı verilen vakumlu tüp içerisindeki telden geçen akıma bağlı olarak elektronlar kopar. Kopan elektronlar ivmelendirici dalga kılavuzunda hızlandırılır. Dalga kılavuzluğunda hızlandırılan elektronlar doğrusal hızlandırıcının kafa (gantri) diye tabir edilen bölgesine geldiğinde bükücü mıknatıslar aracılığıyla hedefe doğru yönlendirilir. Bu aşamada elektron demetinin iki temel karakteristiği olan enerji ve uzaysal dağılım normale yakın bir dağılım sergiler [2, 3]. Ancak Monte Carlo (MC) benzeşimi ile yapılan çalışmalarla da gösterilmiştir ki bu iki dağılımın normal bir dağılım olarak kabul edilmesi durumunda da deneysel sonuçlara çok yakın benzeşim sonuçları elde etmek mümkündür [2, 4, 5]. Elektronların çarptırıldığı hedef, tek bir metal malzeme katmanından olabileceği gibi farklı metal katmanlara sahip bir levhada olabilir [2].

Hedefe gelen elektronlar atom çekirdeklerinin ve çevrelediği elektronların oluşturduğu manyetik alanda yön değiştirerek hız kaybederler. Bu esnada hareketli parçacık kinetik enerji kaybeder. Kaybedilen bu kinetik enerji radyasyona dönüşür. Hız kaybı ne kadar yüksek olursa yayılan radyasyonun enerjisi o kadar yüksek olur. Elektronlar hedef malzeme içindeki farklı manyetik alan bölgelerinde farklı hız kayıpları yaşarlar. Bu yüzden üretilen x-ışınları spektral bir dağılım sergilerler. Her ne kadar elektronlar hedef yüzeyine tek yönlü gelseler de hedef malzeme içinde yön değiştirmeleri sonucu her yöne hareket eden x-ışınları üretilir. Sonuçta, frenleme ışınımı esnasında elektronlar yön değiştirir ve bu değişime bağlı olarak farklı yönlerde x-ışını üretimi gerçekleşir.



Şekil 1.1. Doğrusal hızlandırıcı şematik diyagramı

Birincil kolimatörler frenleme ışınımı esnasında istenilen yön dışında oluşan x-ışınlarını soğurarak radyasyon güvenliğini sağlar. Birincil kolimatörler aynı zamanda x-ışını huzmesinin en yüksek kesit alanını da belirler. Oluşan x-ışınları hedefe gelen elektronlarla benzer uzaysal dağılım gösterirler. Hedefin ortasından hedefin kenarlarına doğru gittikçe x-ışınlarının fluensi azalır. Düzleştirici filtresiz x-ışını enerjilerinde bu fluense bağlı olarak suda ışın geliş düzlemine dik olarak yapılan doz profili ölçümleri Şekil 1.2 (a)'da gösterilmiştir. Şekilde gösterildiği üzere filtresiz enerjilerde doz dağılımı çan şekline benzeyen bir dağılımdır.



Şekil 1.2. Düzleştirici filtresiz ve düzleştirici filtrelili soğrulan doz profilleri

Bilgisayar teknolojisinin sınırlı olduğu 1960'ların başında geliştirilen doğrusal hızlandırıcıların tedavilerde kullanılabilmesi için ışın huzmesinin düzleştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Düzleştirici filtreler ışın yönüne dik olarak yerleştirilen konik metallerdir. Bu sayede belirli bir derinlik aralığında düze yakın bir doz profili elde edilmiştir. Şekil 1.2(b)'de düzleştirici filtrenin doz profili üzerindeki etkisi gösterilmektedir. Doz profilin şekli, ölçüldüğü derinliğe bağlı olarak farklılık göstermektedir. Ancak, bu değişimler, kendi zamanının şartlarında klinik olarak ihmal edilebilecek düzeydedir. Şekil 1.3'te farklı enerjiler için kullanılan farklı düzleştirici filtreler gösterilmektedir.

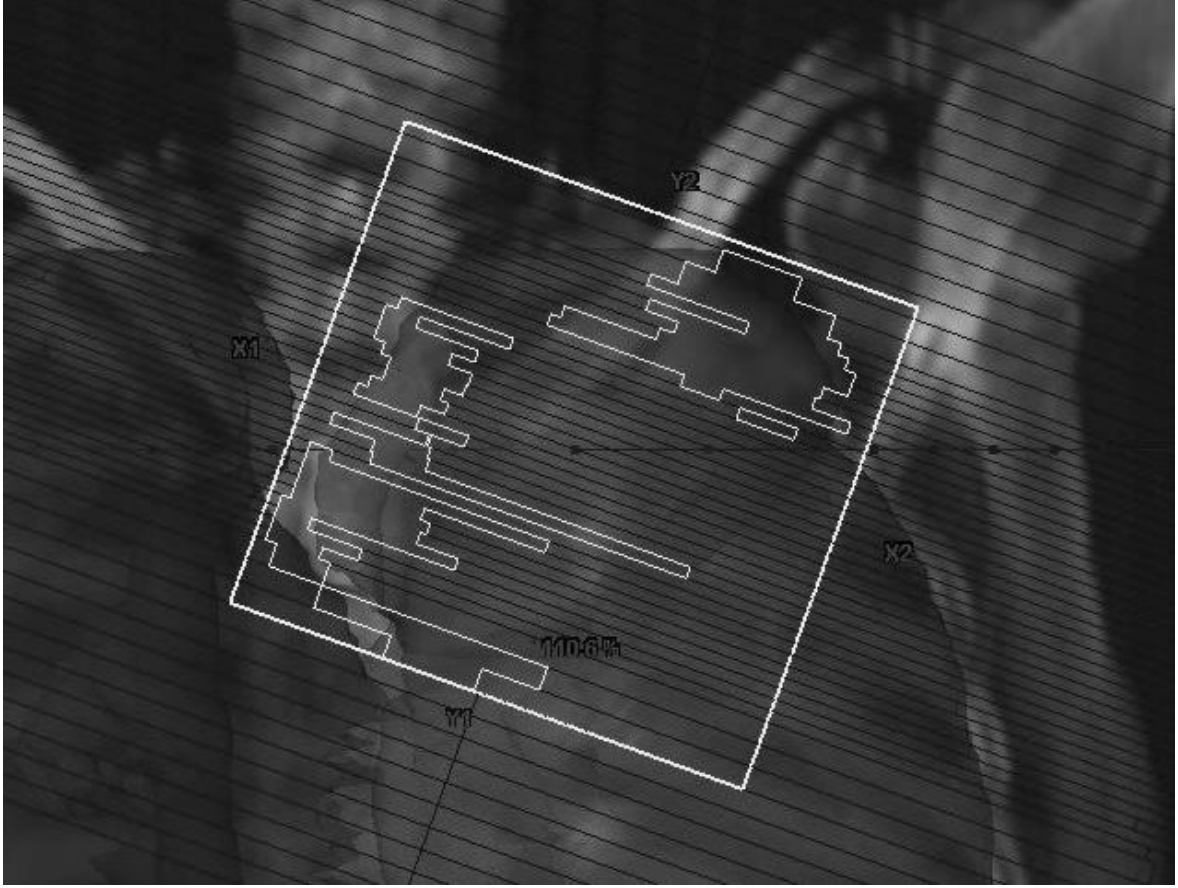


Şekil 1.3. Farklı enerjiler için tasarlanmış düzleştirici filtreler

Düzleştirici filtreden geçen x-ışınları birbirinden bağımsız çalışan iki iyon odasının bulunduğu bölgeye gelirler. İyon odaları disk şeklindedir. Her bir disk şeklindeki iyon odası aslında birkaç alt iyon odası bölmesinden oluşur. Bu bölmelerin her biri birbirinden bağımsız iyon odaları olarak çalışır. İyon odası olarak adlandırılan disk şeklindeki yapı farklı alt iyon odalarından oluşmaktadır. Linaklarda bu disk şeklindeki iyon odalarının birkaç farklı görevi vardır. Bunlardan ilki ışınlamayı durdurmaktır. İyon odaları referans dozimetreye göre kalibre edilirler. Linakların ışınlama birimi/zamanı MU'dur. 1 MU, SSD 100 cm iken 10 cm x 10 cm'lik alandan yapılan ışınlamada, en yüksek doz derinliğinde alanın merkezinde 1 cGy'lik doz soğurulması için gereken ışınlama miktarıdır. Kalibrasyon ile birim doz başına iyon odasında toplanan yük tanımlanmış olur. İyon odaları istenilen ışınlama miktarına(MU) ulaşıldığında x-ışını üretiminin durdurulması için kontrol merkezine sinyal gönderirler. Birinci iyon odası ışınlamayı sonlandıracak sinyali gönderemezse ikinci iyon odası ilave belirli bir MU'dan sonra x-ışını üretiminin durdurulması için sinyal gönderir. Böylece x-ışını üretiminin durdurulması sağlanır. X-ışını üretimini durdurmak için üç kademeli güvenlik yapısı kullanılır. Güvenlik için ilk iki kademeyi iyon odaları oluşturur. X-ışını üretimini durduran üçüncü güvenlik noktası ise tanımlanan fiziki ışınlama zamanıdır. Eğer ışınlama başlangıçtan belirli bir 't' süresi içinde durmazsa, 't' süresi dolduğunda ışınlama otomatik olarak durdurulur. Bu sayede üçlü güvenlik sistemi oluşturulmuş olur. İyon odalarının bir diğer amacı ise ışın simetrisi ve düzlüğünün tespitidir. İyon odalarının içinde farklı bölmeler bu amaç için kullanılır. Eğer bir iyon odası içindeki bir bölme diğerinden farklı miktarda bir sinyal üretiyorsa ışın simetrisinde ve düzgünlüğünde sapma var demektir. Bu ışın parametrelerindeki sapma tolerans sınırlarının üzerinde ise ışınlama güvenlik amacıyla durdurulur.

İyon odaları ile kalitesi temin edilen ışın, alan şekillendirici kolimatörün olduğu bölgeye gelir. Alan şekillendirici kolimatörler birincil kolimatörlerin aksine hareket ettirilebilir kolimatörlerdir. Bu kolimatörler ile tedavi alanının boyutu belirler. Alan şekillendirici kolimatörlerden geçen ışın dikdörtgen bir huzmedir. Ancak tümörler genelde ışın gözü penceresinden bakıldığında dikdörtgen olarak görülmezler. Bu yüzden tümörü çevreleyecek ek koruma yapılarına ihtiyaç vardır. Tümörden belirli bir mesafeden daha uzaktaki sağlıklı dokuları korumak için ek yapılara ihtiyaç duyulur. Bu yapılar çok yapraklı kolimatörler veya koruma bloklarıdır. Şekil 1.4'te

çok yapraklı kolimatörler ile şekillendirilmiş bir ışınlama alanı görülmektedir. Şekilde ışınlama $X1 + Y2$ cm x $X1 + Y2$ cm alan boyutlarından gerçekleştirilmektedir. Ek koruma MLC'ler ile yapılmaktadır.



Şekil 1.4. Işın gözü penceresine bir örnek

1.4. Tedavi Planlama Sistemleri

Tedavi planlama sistemleri hastaya verilecek dozun hesaplamasında kullanılan yazılımlardır. Algoritma yapısına göre üç başlık altında incelenebilirler. Faktör tabanlı yöntemlerle hesaplama yapanlar, kernel tabanlı hesaplama yapanlar ve Boltzmann Taşınım denklemleri çözenler. Tarihsel olarak ilk geliştirilen yazılımlar faktör tabanlı hesaplama yapan yazılımlardır.

Kernel tabanlı hesaplamalar, kendi aralarında dörde ayrılır. Bunlar, nokta kernel yayılma, kalem kernel yayılma, düzlem kernel yayılma ve çoklu düzlem kernel yayılma [6].

Boltzmann Taşınım denklemlerini çözen yaklaşımlar deterministik ve stokastik yaklaşımlar olarak ikiye ayrılır. Boltzmann denkleminin çözümünde kullanılan

stokastik yaklaşım MC yöntemidir. MC yöntemi doğrudan doz hesaplamalarında kullanılabilirdiği gibi kernel eldesinde de kullanılır. Böylece doz hesaplamasında dolaylı olarak kullanılmış olur. Günümüzde deterministik veya stokastik yöntemlerle taşınım denklemini çözerek doz hesaplaması yapan planlama sistemleri mevcuttur.

1.5. Doz Ölçüm Sistemleri

Doz hesaplama algoritmaları modelleme için doğrusal hızlandırıcıya ait doz verilerine ihtiyaç duyarlar. Bu doz verilerini elde etmek için farklı dedektörler ve ölçüm düzenekleri geliştirilmiştir. Dedektörlerin başlıcaları iyon odaları ve diyot dedektörler iken ölüm düzeneklerinin en yaygınları su fantomları ve katı fantomlardır.

1.5.1. Su Fantomları

İnsan vücudunun %80'i sudan oluştuğu için radyasyonun sudaki davranışı ile dokudaki davranışı benzer kabul edilir. Benzeşimler için ihtiyaç duyulan verilerin çoğu su fantomu düzeneği ile elde edilir. Bir su fantomu aslında üst yüzeyi açık su tankıdır. Kenar uzunlukları 20 cm ile 70 cm arasında değişiklik gösterebilen, mekanizmaları ile detektörlerin 1, 2 veya üç boyutlu olarak hareket ettirilebildiği düzeneklerdir. Şekil 1.5'te mekanizması sayesinde dedektörü farklı noktalara götürüp ölçüm alınabilmesini sağlayan bir adet PTW-Freiburg marka 3 boyutlu su fantomu resmi bulunmaktadır.

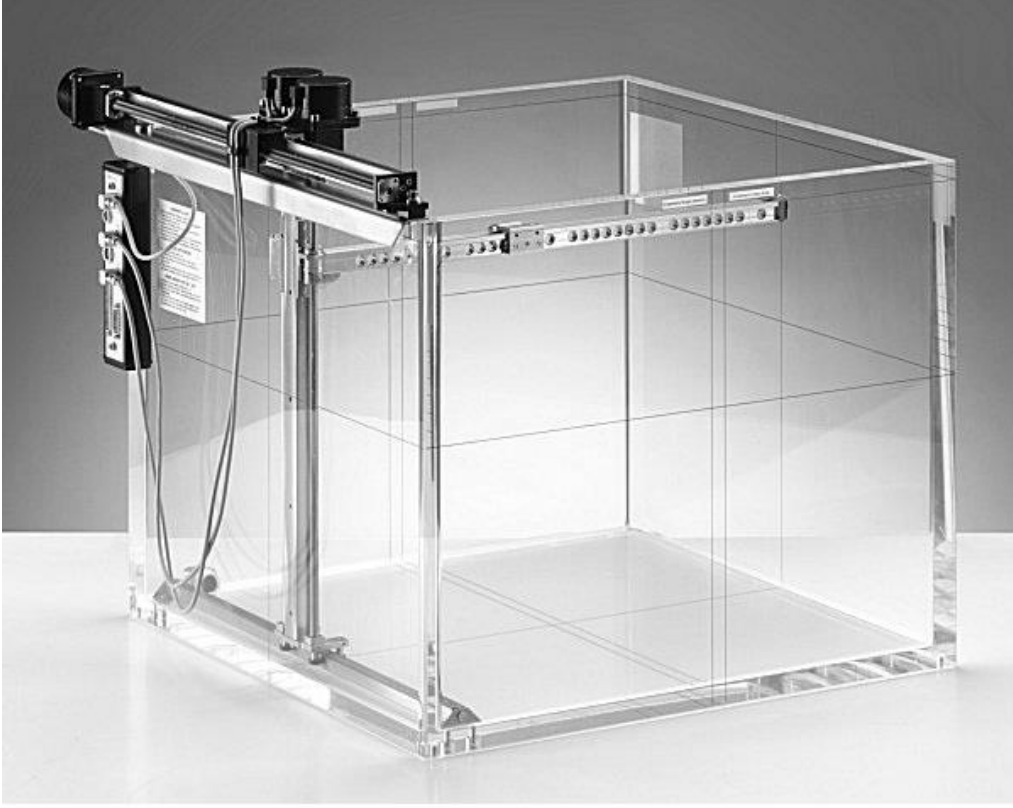
1.5.2. Elektrometre

Detektörün ihtiyaç duyduğu besleme gerilimini sağlamak ve detektörden gelen sinyallerin işlenmesini sağlamak amacıyla tasarlanmış elektronik cihazdır.

1.5.3. Katı fantom

Su fantomu ile ölçüm almak her zaman kolay olmayabilir. Ayrıca, bazı durumlarda farklı dokular ve ortamlar içindeki doz dağılımlarını da ölçmek gerekir. Katı fantomlar bu amaçlar doğrultusunda kullanmak amacıyla geliştirilmiş malzemelerdir. Bir malzemenin radyasyon etkileşimleri türünden herhangi bir dokuyu temsil edip edemeyeceğini anlamak için üç parametreye bakmak gerekir. Bu parametreler elektron yoğunluğu, etkin atom numarası ve fiziksel yoğunluktur. Bu üç özelliğin temsil edeceği dokuya mümkün mertebe yakın olması istenir.

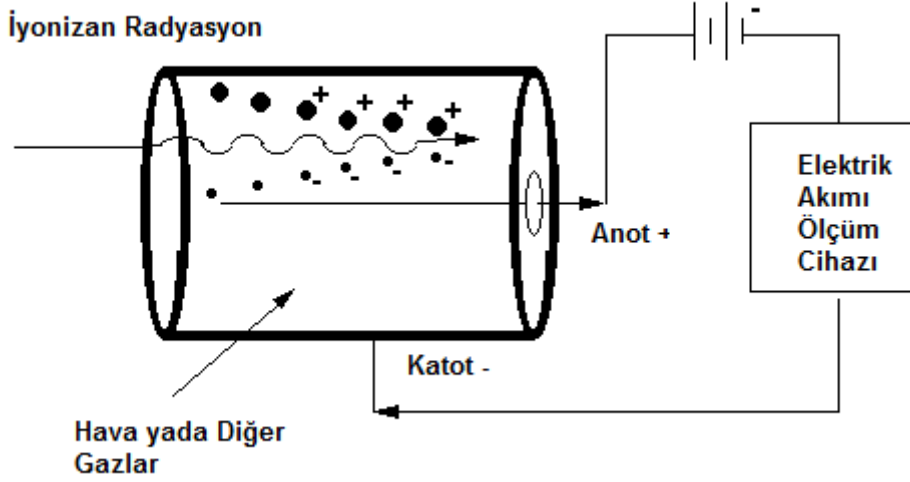
Gerekli yakınlığı sağlamak amacıyla tek bir malzeme yerine farklı malzemelerden oluşmuş karma bir yapıda kullanılabilir.



Şekil 1.5. 3 boyutlu PTW marka su fantomu

1.5.4. İyon odaları

Radyasyon detektörlerinin pek çoğu radyasyon etkileşimiyle oluşan iyonları ayırmak ve saymak için bir elektrik alan kullanılır. İyon odası en basit tipte detektördür. Şekil 1.6, iyon odasının şematik gösterimidir. İyon odası plakalarının arasında gaz (genellikle hava) bulunan kondansatörlerdir. Plakalar arasındaki elektrik alan ile elektronla iyonun tekrar birleşmesi engellenir. İyonlar ve elektronlar kendileriyle zıt yüklü plakalara doğru hareket ederler. Plakalara gelen iyonlar yük cinsinden sayılırlar.



Şekil 1.6. İyon odası şematik gösterimi

Radyasyona maruz kalan gaz iyonize olur. İyonize olan gazın iyon çiftleri elektrik alanın etkisiyle zıt yönlerde hareket ederler. Zıt yönde hareket eden yükler detektörün katodu ile anodunda toplanırlar. Katoda ve anoda ulaşan elektronlar ve iyonlar sinyal ve akım oluşmasına neden olurlar. Oluşan akımın bir elektrometre tarafından kaydedilmesi ile radyasyonun oluşturduğu iyonlaşma tespit edilmiş olur.

1.5.5. Diyot Detektörler

Katı hal detektörleridir. Küçük ölçüm alanları ve hacimleri sayesinde yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptirler. Bu sayede doz değişim hızının yüksek olduğu bölgelerde iyon odalarına göre daha doğru ölçüm alırlar. Doz ölçümünü sağlayan kısma aktif hacim denir. Aktif hacmin etkin atom numarası suya göre yüksektir. Bu da düşük enerjili fotonlarla suya göre daha fazla fotoelektrik etkileşime girmesine neden olur. Aktif hacmin suya göre etkileşim oranının daha yüksek olması, gerekenden daha yüksek doz okumasına neden olur. Bu durum diyot dedektörler için bir dezavantajdır. Alan boyutu bağımlılığı getiren bu özelliğin ölçümlerde getireceği hatayı azaltmak için diyotun çevresi bir metal katman ile kaplanır ve birincil radyasyona bakan penceresi açık bırakılır. Bu sayede yatay saçılmalarla gelen düşük enerjili fotonlardan aktif diyot hacmi korunmuş olur. Bu tasarıma sahip detektörlere zırhlanmış "shielded" detektörler denir. Zırhlanmamış "unshielded" bir detektörle 10 cm x10 cm gibi sınırlı bir alana kadar ölçüm alınabilirken bu tasarım ile 40 cm x40 cm kadar ölçüm almak mümkündür.

1.5.6. İki Boyutlu Detektör Matrisleri

Radyoterapide tedavi cihazlarının ve yöntemlerinin gelişimine bağlı olarak, tedavi cihazlarının ve hasta planlamalarının kalite kontrolünde de gelişime ihtiyaç duyulmuştur. YART gibi gelişmiş radyoterapi tekniklerinin kullanımındaki artış, hasta tedavilerinin kalite kontrolünü nokta doz ölçümünden alan doz ölçümüne kaydırmıştır. Bu yönelimin sebebi YART'de alan fluensinin tekdüze değil konuma bağlı farklılık göstermesidir. Bu homojen olmayan fluens haritasında fluenslerin yoğunluğu ters planlama algoritması tarafından ayarlanır. Işınlama, dinamik YART veya statik YART tekniğiyle uygulanır. Tekdüze olmayan fluens haritası kullanılarak hesaplanan doz değerlerinin tespiti ise iki boyutlu incelemeler ile mümkündür. Bu amaç doğrultusunda iki boyutlu ölçüm sistemleri geliştirilmiştir. İki boyutlu ölçüm sistemleri iyon odaları ya da katı hal detektörlerinin belirli aralıklarla bir düzlem levha üzerine yerleştirilmesi ile yapılırlar. Genellikle tedavi plankalite kontrolü için kullanılırlar. Doğrusal hızlandırıcı kalite kontrolü içinde tasarlanmış olanlarda vardır [1, 7, 8].

1.6. Dozimetrik Nicelikler

1.6.1. Yüzde Derin Doz (YDD)

Kaynaktan ölçüm ortamının yüzeyine olan mesafe (f) sabittir. Dedektör, farklı z derinliklerinde dozlar ölçer. Ölçülen dozların, en yüksek doz değerine bölünüp 100 ile çarpılmasıyla YDD elde edilir. Suda veya hastada merkezi eksen dozlarının en yüksek %100 olacak şekilde normalize edilmesiyle elde edilen eğridir. Şekil 1.7'de YDD eğrisinin grafik gösterimi bulunmaktadır ve hesaplama yöntemi Eşitlik 1'de verilmektedir.

$$YDD(f, A, E, z) = 100 \times D(f, A, E, 0, 0, z) / D(f, A, E, 0, 0, z_{mak})$$

1

YDD: Yüzde derin doz

D: Doz

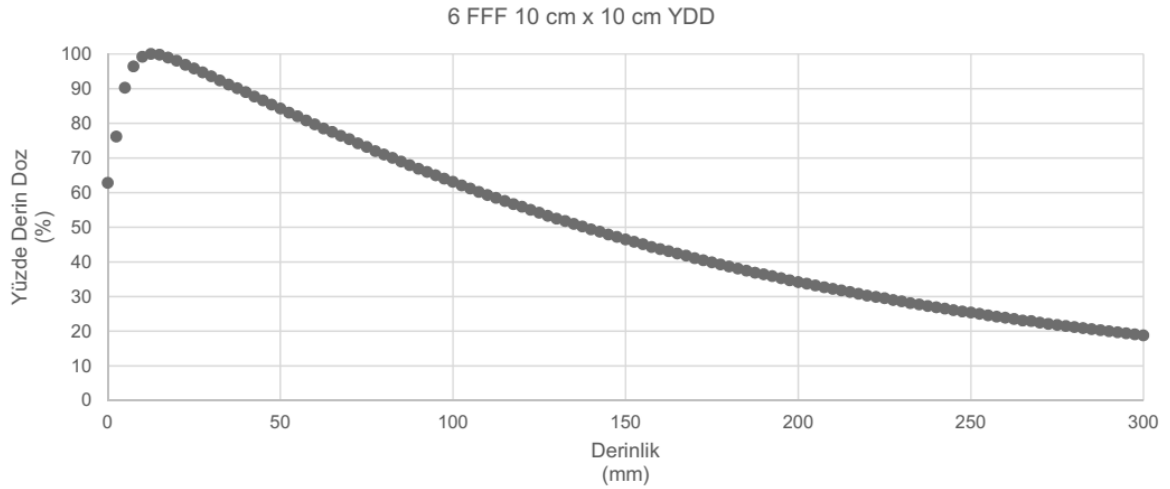
f: Kaynak yüzey mesafesi

A: Eşdeğer kare alan

E: Enerji

z: Derinlik

z_{mak} : Dozun en yüksek olduğu derinlik



Şekil 1.7. Yüzde derin doz eğrisi

'z' derinliğindeki dozun birincil ve saçılmalar olmak üzere iki bileşeni vardır. Birincil doz bileşeni için derin doz, Eşitlik 2'deki gibi tanımlanır [8].

$$YDD^b = 100 \times \frac{D_z^b}{D_{z_{mak}}^b} = \left(\frac{f + z_{mak}}{f + z} \right)^2 e^{-\mu_{etk}(z - z_{mak})} \quad 2$$

YDD^b: Birincil saçılmadan kaynaklı yüzde derin doz

D_z^b : z derinliğindeki birincil saçılmadan kaynaklı doz

$D_{z_{mak}}^b$: Birincil saçılmadan kaynaklı dozun en yüksek olduğu derinlikteki doz

f: Kaynak yüzey mesafesi

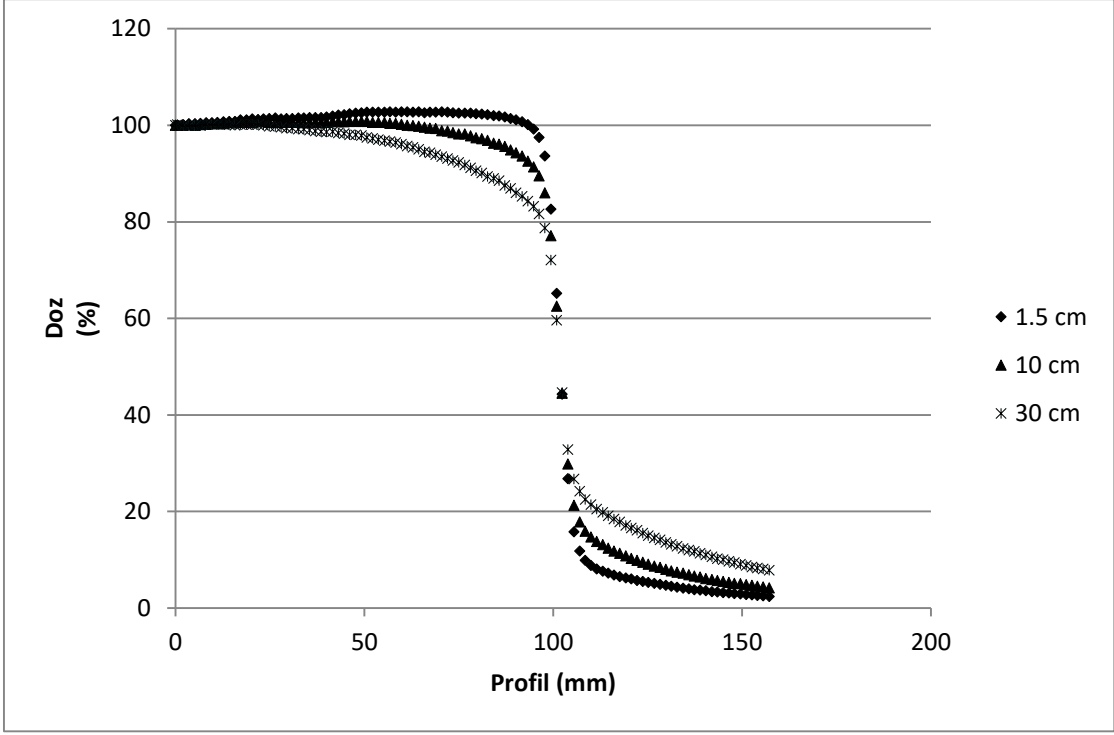
z: Birincil saçılmadan kaynaklı dozun ölçüldüğü derinlik

z_{mak} : Birincil saçılmadan kaynaklı dozun en yüksek olduğu derinlik

μ_{etk} : Etkin zayıflama katsayısı

1.6.2. Profil

Ortam (su) içinde sabit bir derinlikte ışın normaline dik yönde yapılan ölçümlerle elde edilen değerlerin, merkezi noktadaki ölçüm değerine bölünmesi ile elde edilir. Şekil 1.8'de 20 cm x 20 cm'lik alana ait 3 farklı derinlikteki yarı profiller görülmektedir.



Şekil 1.8. Farklı derinliklerdeki yarı profil grafikleri

1.6.3. Eksendışı Faktörü

Belirli bir derinlikte merkezden 'r' kadar uzaklıktaki dozun merkezdeki doza oranıdır ve Eşitlik 3 ile ifade edilir. Doz dağılımı radyal simetrik kabul edildiği için en büyük alanın köşegen profiline ait ölçüm değerleri kullanılarak hesaplanır.

$$EDF(z, A, r, E) = \frac{D(z, A, r, E)}{D(z, A, 0, E)} \quad 3$$

EDF: Eksen dışı faktör

r: Merkezi eksen olan uzaklık

z: Derinlik

A: Eşdeğer kare alan

1.6.4. Eşdeğer Kare Alan

Eşdeğer kare alan hesaplamasında kullanılan farklı yöntemler vardır. Bu yöntemler arasında açık alanlar için en kabul gören yaklaşım alan/çap oranıdır. Day kuralı olarak bilinen bu yöntem Eşitlik 4'te verilmektedir.

$$\frac{u \times v}{2(u+v)} = \frac{A_{eq}^2}{4A_{eq}} \rightarrow A_{eq} = \frac{2uv}{u+v} \quad 4$$

A_{eq} eşdeğer kare alan olup 'u' ve 'v' alan kenarlarıdır.

1.6.5. Havadaki Doz

Havadaki doz $X(f, A, E)$, havada kaynaktan 'f' mesafe uzaklıkta ölçülen doz değeridir. 'E', ilgili huzmenin enerjisidir. Ölçüm düzeneği Şekil 1.9'da gösterilmektedir.

1.6.6. Kolimatör Faktörü

Kolimatör Faktörü veya Kolimatör Saçılma Faktörü (S_c) olarak da adlandırılır. Havadaki ışınlamanın, hava kermanın, ya da havadaki küçük hacimli ortamdaki dozun farklı kolimatör alan boyutları için 10x10'luk alan boyutuna oranıdır ve hesaplanışı Eşitlik 5'de verilmektedir. S_c , kolimatör faktörüdür.

$$S_c(A, E) = X(A, E) / X(10, E)$$

5

S_c : Kolimatör faktörü

X: Havada ölçülen doz

1.6.7. Doz

Birim kütlede radyasyon etkileşimi sonucu soğurulan enerjidir, birimi Gray'dir (Gy). Noktasal bir niceliktir. A alan boyutu ile MU süre ışınlama yapan E enerjili radyasyon kaynağından yüzeyi f mesafesi kadar uzakta bulunan bir maddenin içindeki x, y, z noktasındaki doz $D(f, A, E, x, y, z)$ 'dir.

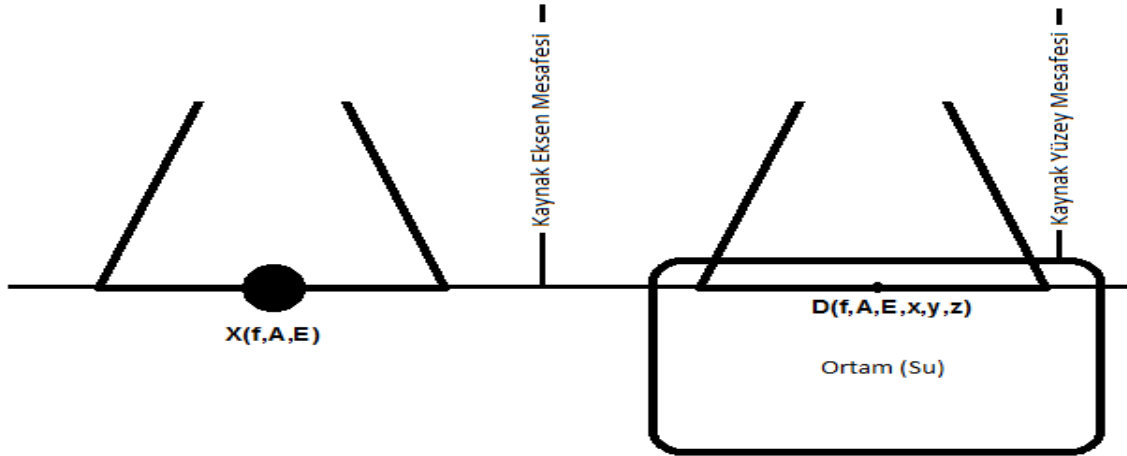
1.6.8. Pik Saçılma Faktör

En yüksek doz derinliğindeki (z_{mak}) dozun havada ölçülen doza oranıdır. Şekil 1.9'da pik saçılma faktörünün ölçüm düzeneği gösterilmektedir ve Eşitlik 6'daki gibi ifade edilir.

$$PSF(f, A, E) = D(f, A, E, 0, 0, z_{mak}) / X(f, A, E)$$

6

PSF: Pik saçılma faktörü



Şekil 1.9. Havada ölçülen doz, ortamda ölçülen doz ve pik saçılma faktörü

1.6.9. Saçılma Faktör

Fantom Saçılma Faktörü (S_p) olarak da adlandırılır. 'A' alanın pik saçılma faktörünün 10 cm x10 cm'lik alanın pik saçılma faktörüne oranıdır ve Eşitlik 7 kullanılarak hesaplanır.

$$S_p(A, E) = PSF(A, E) / PSF(10, E)$$

7

S_p : Saçılma Faktörü

1.6.10. Göreceli Doz Faktörü

Göreceli Doz Faktörü (GDF (A, E)) verim faktörü (S_{cp}) olarak da adlandırılır. Ortamda z_{mak} derinliğinde "A" alanında ölçülen dozun 10x10'luk alanda ölçülen doza oranıdır. GDF Eşitlik 8 kullanılarak hesaplanır.

$$GDF(A, E) = D(f, A, E, 0, 0, z_{mak}) / D(f, 10, E, 0, 0, z_{mak}) = Sc(A, E) \times S_p(A, E)$$

8

GDF: Göreceli Doz Faktörü

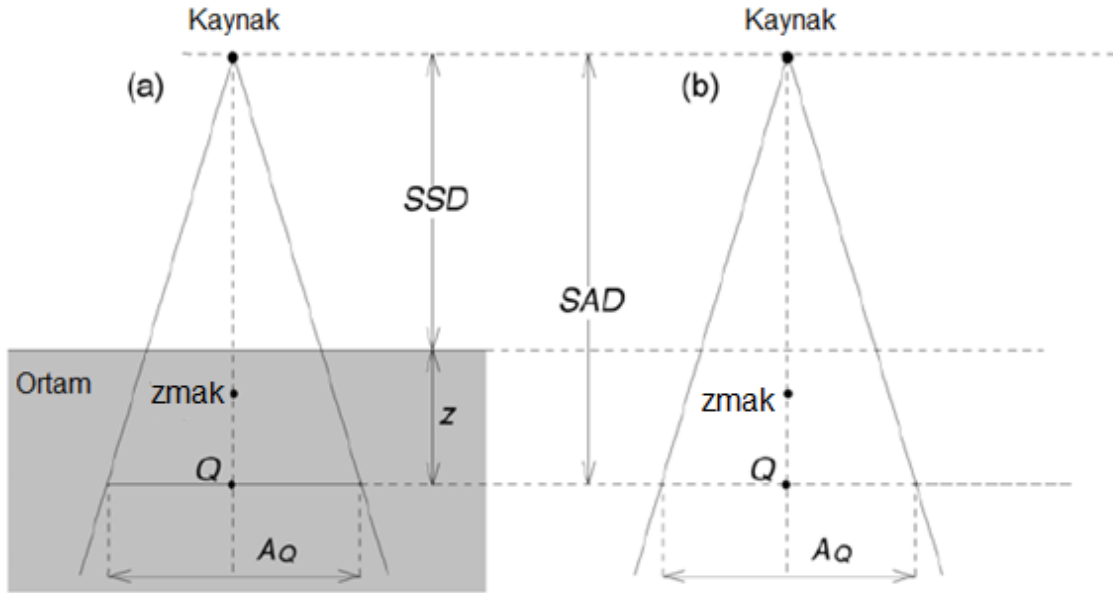
1.6.11. Doku Hava Oranı

Doku Hava Oranı (DHO) rotasyonel tedavilerde hesap kolaylığı sağlaması amacıyla geliştirilmiştir. Dokuda ölçülen dozun havada ölçülen doza oranıdır. DHO'ya ait ölçüm düzeneği Şekil 1.10'da gösterilmektedir. Şekildeki düzeneğe göre ölçülen DHO Eşitlik 9'daki gibi hesaplanır.

$$DHO(f, A_Q, E, z) = D_Q(f, A_Q, E, z) / X_Q(f, A_Q, E)$$

9

DHO: Doku hava oranı



Şekil 1.10. Doku hava oranı ölçüm düzeneği

2. LİTERATÜR ÖZETİ

Bu bölümde, tez çalışmasının kullanılan ve çalışmayı oluşturan KHA, MC yöntemi, yoğunluk düzeltmeleri, optimizasyon yöntemleri ve gamma analizi yöntemi konularından bahsedilecektir.

2.1. Kalem Huzme Algoritması

KHA ile doz hesabı farklı araştırmacılar tarafından yıllar içinde incelendi ve geliştirildi [9-30]. Boyer [9] doz hesaplamalarının konvolüsyon integrali ve Cooley-Tuky Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) ile yapılması durumunda hesaplama sürelerinin kısılacağını göstermiştir. Önerdiği yöntemde saçılmanın başladığı yer ile nihai doz depolama noktası arasındaki yoğunluk değişimlerini ihmal etmiştir. Dozun, 'foton fluensinin Φ ', dozun Green fonksiyonu olan kernel 'k' ile V hacmi üzerinden integrali olduğu belirtmiştir. Bu durumu Eşitlik 10'da ifade etmiştir.

$$D(r) = \int_V \Phi(r') \cdot k(r - r') \cdot dV' \quad 10$$

D(r): r noktasındaki doz

$\Phi(r')$: r' noktasındaki foton akısı

k(r-r'): Kernel

V: Hacim

Boyer ve Mok [10] çalışmalarının temel özelliklerinin

1. Kernellerin difüzyon teorisine göre çoklu saçılmayı hesaba kattığını
2. Radyasyon doz taşınım süreci modülasyon transfer fonksiyonunun gösterimi
3. Konvolüsyon hesaplarını yapmak için sonlu FFT kullanımını

olduğunu belirtmişlerdir.

R. Mohan vd. [11], diferansiyel kalem huzme algoritması (DKHA) kavramını oluşturduklar. DKHA, tek enerjili kalem huzme fotonları için birim yoğunlukta sonsuz homojen ortamda, her birim çarpışma yoğunluğunda ilk çarpışma noktasına göre doz dağılımıdır. DKHA doz dağılım çizelgelerini (100 keV-25 MeV fotonlar için) farklı sayıda foton enerjilerinde MC yöntemi kullanarak suda üretmişlerdir. Bu modelin diğerlerinden farkı, doz bileşenlerini birincil ve ikincil olarak modellemek yerine tüm doz birikiminin saçılan fotonlardan olduğunu kabul etmesidir. Böylece saçılan ve birinci doz modelindeki (scatter-and-primary dose model) uygulama

zorluklarından kurtulduklarını söylemişlerdir. r noktasında ki dozu Eşitlik 11'i kullanarak hesaplamışlardır.

$$D(r) = \int \Phi_Q \times \mu(E) \times e^{-\mu(E)z_Q} \times k(d_{RQ}, \theta, E) \times dz_Q \quad 11$$

Burada, Q ilk etkileşimin olduğu yer, k diferansiyel kalem huzme kerneli (DKHK), θ etkileşim noktası ile doz soğurma noktası arasındaki düzlemsel açı, E enerji, μ ise doğrusal zayıflama katsayısı ve z_Q kalem huzme doğrultusundaki derinliktir.

Boyer ve Mok [12], kernel değişmezliğinden kaynaklı saçılan doz dağılımının vokseller arası zayıflama değişimini gidermek için yöntem geliştirdi. Kompton Klein-Nishina tesir kesitinden türetilen ilk saçılma ve çoklu saçılma analitik kernellerini üretmişlerdir. D^b birincil doz, D^s saçılan doz, D^m çoklu saçılma dozu olmak kaydıyla dozu üç parçaya ayrılmış ve ilgili hacimdeki dozun bu üç dozun toplamı olarak ifade etmişlerdir. (Eşitlik12).

$$D(r) = D^b(r) + D^s(r) + D^m(r) \quad 12$$

Mohan ve Chui [13], düzensiz şekiller için FFT ile iki boyutlu doz hesaplaması gerçekleştirmiştir. Önceki çalışmalarına benzer şekilde MC yöntemi ile üretilmiş kernelleri kullanmışlardır. Çalışmada, KHK'in, aynı derinlikte uzaysal olarak değişmez ve radyal simetrik olduğu varsayılmıştır. Mohan ve Chui'nin deneyimlerine göre, 20x20'lik ortalama bir alan alındığında bu alanın karakteristiği tüm alanlar için uygun kabul edilebilir. Kernelleri beş ila sekiz farklı derinlikte üretmişlerdir.

Chui ve Mohan [14], ölçüm verilerinin dekonvolüsyonu ile kernellerin üretilmesini sağlayan bir yöntem önermiştir. Bu yöntem ile dekonvolüsyon sonucu salınım içermeyen yeni kerneller üretmişlerdir. Elektron ve foton ışınlamalarındaki doz dağılımlarını bu yöntemle elde ettikleri kernellerle hesaplamışlardır.

Ahnesjo vd. [15], KHK'ini, birincil ve ikincil saçılma kerneli, yüklü parçacıklar kontaminasyon kerneli ve foton kontaminasyon kerneli olarak üçe bölmüştür. Birincil dozu yüklü parçacıkların birim kütlelerinden verilen enerji olarak tanımlamışlardır. Saçılan doz, ortamla etkileşen fotonların oluşturduğu yüklü parçacıklardan depolanan doz olarak tanımlanmıştır. Bu kernelin yüksek

duyarlılıkta hesaplar için kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Kerneli, birincil ve ikinci saçılma kernelinin toplamı olarak Eşitlik 13'deki gibi ifade etmişlerdir.

$$k(r, z) = \frac{P}{\rho}(r, z) = \frac{A_z e^{-a_z r}}{r} + \frac{B_z e^{-b_z r}}{r} \quad 13$$

A_z ve B_z kernel parametreleri iken a_z ve b_z doğrusal zayıflama katsayılarıdır. Birincil fotonlar, filtrelerden, bloklardan ve havadan geçerken yüklü parçacıklar kontaminasyonuna neden oluştururlar. Yüklü parçacıklar kontaminasyon kerneli için hata fonksiyonlarının kullanılmasını düşüncümler ve Eşitlik 14'ü kullanmışlardır.

$$erf(x) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^x e^{-t^2} dt \quad 14$$

Kontamine yüklü parçacıkların gidebileceği mesafeden daha derindeki ışın geometrisinin dışında kalan bölgedeki doz, linak kafasından saçılan fotonlar ve kolimatörden sızan fotonlardan kaynaklanır. Bu saçılmaları tanımlayan kerneli foton kontaminasyon kerneli olarak adlandırmışlardır. Yöntemi Helax TMS planlama sisteminde kullanmışlardır. Homojen olmayan ortamlar için elde ettikleri sonuçları, MC benzeşimi sonuçları ile karşılaştırmışlardır.

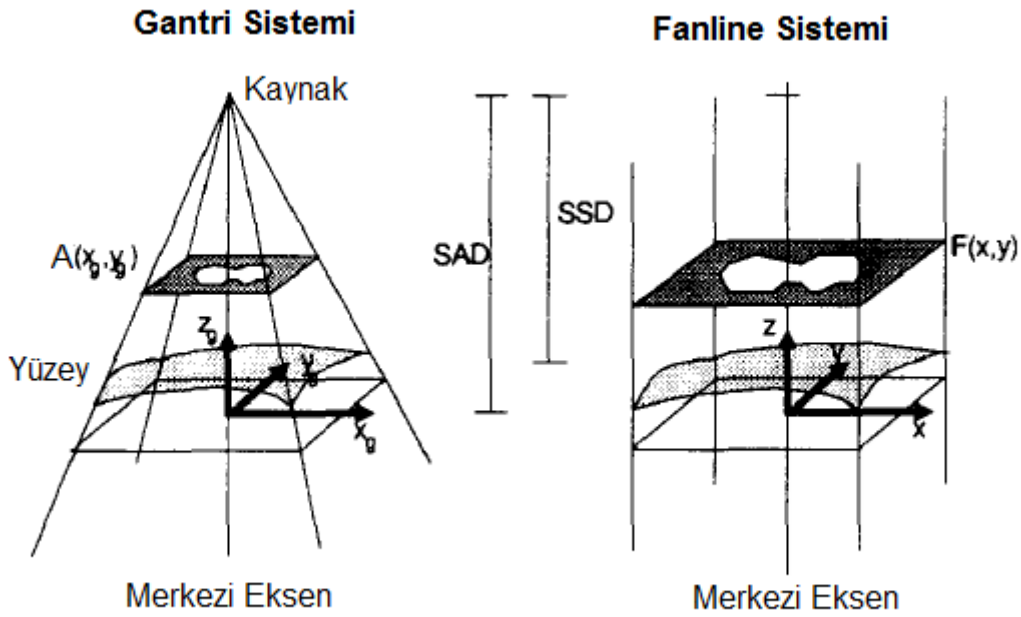
Bourland vd.'ye[16] göre, KHA'sının 4 temel sorunu vardı. Bunlar:(i) kernellerin ilgili foton enerjileri için uygun doğrulukta olmaması, (ii) 3 boyutlu konvolüsyon algoritmasının günler süren bir hesaplama ihtiyacı duyması, (iii) ışın spektrum ve kafa saçılma parametrelerinin doğruluğuna olan ihtiyaç ve (iv) heterojenitenin uygun çözümlenememesidir. Esas temel sorunun hesaplama zamanı olduğunu kabul etmişlerdir ve yeni üç boyutlu doz hesap algoritması olan sonlu boyut kalem huzme (finite size pencil beam FSPB) algoritmasını önermişlerdir. Bu metodu konvansiyonel geniş huzme yöntemi ile konvolüsyon yönteminin bileşimi olduğunu bildirmişlerdir.

FSPB algoritmasında yapılan kabuller

1. Radyasyon huzmesi sonlu sayıda sonlu büyüklükteki huzmelere (FSPB) bölünebilir.
2. Her FSPB aynıdır.

3. Radyasyonun kaynağı nokta kaynaktır.
4. Kendine özgü FSPB MC yöntemi ile elde edilecek nokta kernellerden elde edilebilir.
5. FSPB'lerin süper pozisyonu doz dağılımını verir.
6. Her FSPB'nin pozisyona bağlı değişen bir ağırlık faktörü vardır.
7. Bir radyasyon huzmesinin spektrumu sonlu sayıda farklı spektrumların (*tek enerjili*) ağırlıklı toplamıdır.

Bortfeld vd. [17], yaptıkları çalışmanın hedefinin üç boyutlu interaktif doz hesabı yapılmasını sağlayacak kadar hızlı olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, hedeflerinin düzensiz alanları hesaplamada uygun şekilde değerlendirilmesi olduğunu belirtmişlerdir. Geliştirdikleri yöntem kalem huzme temellidir. Geometri olarak gantri sistemi yerine fan-line sistemini kullanmışlardır. Fan-line ve gantri sistemleri Şekil 2.1'de verilmektedir.



Şekil 2.1. Gantri ve Fan-line sistemler [17]

Enerji spektrumun yatay olarak değişmediğini kabul ederek eksen dışı (off-axis)¹ yumuşamasını ihmal etmişlerdir. Bu sayede kernel eş düzlemde konumdan bağımsız ve değişmez olmuştur. Bortfeld vd. yapılan çalışmada, enerji fluensinin havada tanımlamak yerine $(\Psi'(x,y))$ ortalama tedavi derinliğinde tanımlanmasıyla havada tanımlanmasından kaynaklı hataların azaldığının gösterildiğini belirtmişlerdir. Kendileri de aynı yaklaşımı kullandığında 15 MV fotonlar için küçük ve orta büyüklükteki alanlarda hatanın ihmal edilebileceğini bulmuşlardır. Ancak, kama filtre ya da kompensatör için inceleme yapmamışlardır.

Tekil değer ayrışımı teoremini kullanarak her derinlikte iki boyutlu konvolüsyon integralinden kaynaklı hesaplama süresini azaltmak amacıyla, temel radyasyon madde etkileşim prensiplerine uygun olmamasına rağmen, Eşitlik 15'de verilen 'k' kernel terimini faktörlerine ayrıştırarak ağırlık faktörü (w_i) ve derin doz eğrisi (D'_i) cinsinden ifade etmişlerdir.

$$k(r,d) = \sum_{i=1}^n w_i(r) D'_i(d) \quad 15$$

Ampirik olarak 3 terimin toplamının yeterli olduğunu göstermişlerdir. Bu bileşenler üç boyutlu MC benzeşimi kullanılarak elde edilen konvolüsyon kernelleri ile hesaplatılmıştır. Hesaplamada FFT yerine Hartley dönüşümü kullanılmıştır.

Ceberg vd. [18, 19], yarı ampirik bir yöntem ile kalem huzme doz kernelini karakterize etmişlerdir. Kernelleri geniş huzme verilerinin türevlenmesi ile elde etmişlerdir. Diverjansı, fluensin ve spektrumun konuma bağlı değişimlerini ihmal etmişlerdir. Kalem huzmenin, z derinliğinde alan merkezindeki dozlarının gelen işınının çapına göre türevinin alınması ile elde edilebileceğini söylemişlerdir [18]. Dozu birincil ve saçılan olmak üzere iki bileşene ayırdılar. Her iki bileşen için ayrı ayrı kernel ürettiler. Ürettikleri kernelleri MC benzeşimi kullanılarak üretilen kerneller ile karşılaştırdılar. Oluşturulan kernelin MC benzeşimi ile elde edilen kernelle iyi uyum göstermediğini belirttiler.

¹Off-axis yumuşaması: Dzeleştirici filtre kullanılan enerjilerde spektrum ortada daha sert merkezden uzaklařtıķça daha yumuşaktır. Merkezden uzaklaşmaya bağlı olarak spektrumdaki küçük enerjilere kaymaya off-axis yumuşaması denir.

Strochi ve Woundstra [20] çalışmalarında, Chui ve Mohan'ın [11] açık alanlar için, Chui vd.'nin [14] asimetrik alanlar için önerdiği modelleri geliştirmişlerdir. Takip eden çalışmalarında [21, 22] ise kalem huzme benzeşimi için MC benzeşimi ile kernel eldesine ihtiyaç olmadan deneysel yöntemler kullanarak kernel elde etmeyi hedeflenmiştir. Algoritmalarının, literatürde de kullanılan Milan-Bentley istifleme modelinin genişletilmiş versiyonu olduğunu belirttiler.

Milan – Bentley istifleme modeli değişik kare alanlarda, referans derinliğine (z_{ref}) (genelde merkezi eksendeki en yüksek doz noktasıdır) normalize edilen yüzde derin doz eğrileri ile 5 standart derinlikte ölçülen profilleri içerir. Profillerin ölçüldüğü derinliklerden z_1 şart olmamakla beraber genelde z_{ref} şarttır. Diğerleri ise 5 cm, 10 cm, 20 cm ve 30 cm'dir. Profiller ıraksak ızgara formunda saklanmıştır. $u \times v$ cm² boyutlarındaki bir alanda keyfi (x,y,z) noktası için doz hesabı, Eşitlik 16 ile elde edilmiştir.

$$D(x, y, z; u, v) = D(z; A) P_b(x, y, z; u, v) P_c(r, z) \quad 16$$

$D(z; A)$, ortamın merkezi ekseninde z derinliğindeki A alanı ile kolime edilmiş ışınlamanın dozudur. $P_c(r, z)$, soğrulan dozun merkeze olan uzaklığa bağlı değişimini ifade eder. $P_c(r, z)$, radyal simetriktir ve alan bağımlılığı yoktur. $P_b(x, y, z; u, v)$, sınır fonksiyonudur. P_b , 'u x u' ve 'v x v' alanlarının sınır fonksiyonları olan $P_b(x, z; u)$ ile $P_b(y, z; v)$ 'nin çarpımına eşittir. Mevcut modelin koruma bloğu ile şekillendirilen alanlarda beklenen doz dağılımını vermemesinden dolayı yeni modelde derin doz ve sınır fonksiyonu, alan şiddeti fonksiyonu $F(x, y)$ ve iki ayrı KHK'in konvolüsyonu olarak tanımlanmıştır. Bu iki kernel saçılma ve sınır kernelleridir. Hesaplandığı düzlemde dozun en yüksek değere sahip olduğu (x_M, y_M) noktası etkin eksen kesişim noktası olarak tanımlanmıştır. Etkin eksen kesişim noktasını hesap tutarlılığı için 1'e normalize ettiklerini belirtmişlerdir [21].

Jelen vd. [23, 24], kendinden tutarlılık prensibine uygun olduğunu söyledikleri bir FSPB benzeşimini önermişlerdir. Kernelleri MC yöntemi ile hesaplanmış geniş huzmelerden üretmişlerdir. Modellerinde $p(x)$ 'in alan kenarı $x=0$ olan yarı sonsuz bir alandaki doz profili olduğunu varsayılmıştır. $p(x)$ 'i $x \leq 0$ için Eşitlik 17'deki gibi tanımladılar. $p(x)$ 'i $x \geq 0$ için Eşitlik 18'deki gibi tanımlanmıştır.

$$p(x) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n w_i e^{a_i x} \quad 17$$

$$\sum_{i=1}^n w_i = 1 \text{ ve } x \geq 0 \text{ için}$$

$$p(x) = 1 - \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n w_i e^{a_i x} \quad 18$$

$p(x)$ fonksiyonunu x düzlemi üzerinde sola ve sağa x_0 kadar kaydırarak $p(x+x_0)$ -
 $p(x-x_0)$ ($x < -x_0$, $-x_0 < x < x_0$ ve $x_0 < x$) ile üç farklı bölge için 3 ayrı fonksiyon tanımlamışlardır. Bu yaklaşımı yaparken alan kenarı doz değişiminin alan boyutundan bağımsız olduğunu varsaymışlardır. İki eksponansiyel bileşenin yeterli olduğunu kabul edip eksponansiyel bileşenlerin ağırlıklarının toplamının 1 olduğunu varsaymışlardır. Böylece, w_1 , u_1 , u_2 olmak üzere 3 değişken ile bileşenlerin katsayılarını belirlemişlerdir. Jelen vd. sonraki çalışmasında [24] ise u_1 ve u_2 katsayılarını yoğunluğa bağlı değişen parçalı bir f fonksiyonu ile çarparak yoğunluk düzeltilmesi yapmışlardır.

Watanabe [25], YART'de tedavi planlama sisteminin hesaplandığı dozu teyit etmek amacıyla alan merkezindeki noktasal dozun hesaplanmasına yönelik çalışma yapmıştır. Önerdiği modelde 8 parametrelili KHK kullanmıştır. 6 alan prostat tedavilerinde alan merkezindeki noktasal dozda hatayı %2'den ve baş boyun tedavilerinde %5'ten büyük olarak bulmuştur.

Nyholm vd.[26], KHK'i olarak iki eksponansiyel terimli fonksiyon kullanmışlardır. Kernel parametrelerini enerjinin fonksiyonu olarak ifade etmişlerdir. Böylece, sadece bir enerji için değil geniş bir spektrumdaki enerji aralığı için genel katsayılar üretmiş oldular. Gu vd. [27, 28], Jelen vd.'nin [23, 24] yaptıkları modeli grafik işlemcisi (GPU) ile hesaplatarak, hesaplama süresini kısaltmaya çalışmıştır. Koncek ve Krivososka [29], MCNP kullanarak ^{60}Co için KHK'lerini üretmiştir. Elektron ve foton için ayrı ayrı ürettikleri kernelleri fonksiyonlara uydurarak kernelleri analitik hale getirmişlerdir.

Zhang vd. [30], hem süperpoze hem de FFT konvolüsyon algoritması kullanarak hesap yaptılar. Koordinat sistemi olarak küresel koordinatları kullandılar. Sonuçlarını MC benzeşimi ile karşılaştırdılar. Süperpozisyon yöntemine göre FFT

konvolüsyonu 40 kat daha hızlı sonuç üretmiş ancak hata %3 seviyesinde çıkmıştır. Süperpozisyon yönteminde ise hatanın %1 seviyesinde çıktığını belirtmişlerdir.

2.2. Monte Carlo Benzeşimi

Monte Carlo, radyoterapide yaygın kullanılan bir matematiksel yöntemdir. Bu yöntem ile hesap yapan programlar radyoterapide birçok farklı amaç için kullanılmaktadır. Örnek olarak, MC radyasyon kaynaklarının modellenmesinde [3,31] kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılar MC yöntemini nokta ya da KHK'i üretmek için [14, 23, 24, 32] kullanmış, bazı araştırmacılar ise [33, 34] bu yöntemi doğrudan doz hesabında kullanmıştır. Literatürde önemli bir çalışma alanı olarak yapılan ölçümlerin doğruluğunu ispatlamada [35, 36] kullanılmıştır. Işın tedavisi ve çevre birimlerinde MC yönteminin kullanıldığı bir diğer husus ise tasarıma yönelik yapılan çalışmalardır [37].

Bu çalışmada MC ile radyasyon kaynağı benzeşimi ve ortamda soğrulan doz hesaplaması yapılacaktır. Bu amaçla, çalışmada MC benzeşim programı BEAMnrc kullanılmıştır. Bu program, Rogers vd. [31] tarafından ışın tedavisi cihazlarının benzeşimi için geliştirilmiştir. BEAMnrc programının doğrusal hızlandırıcıların parçalarını içeren modülleri vardır. Bu modüller aracılığı ile kaynaktan hasta yüzeyine kadar olan bölgede radyasyonun geçtiği veya etkileşime girdiği tüm parçaların benzeşimi yapılabilir. DOSXYZnrc programı ise farklı geometri ve maddelere sahip ortamlarda soğrulan dozun benzeşimi için geliştirilmiştir.

Varian firması tarafından ilk kez 2010 yılı içerisinde ticari olarak faaliyete alınmış TrueBeam model doğrusal hızlandırıcı, bu çalışmada MC ile benzeşimi yapılmak istenen doğrusal hızlandırıcıdır. Constantin vd. [3], bilgisayar destekli tasarım programı kullanarak TrueBeam'in tedavi kafa geometrisini GEANT4 programına aktarmıştır. Böylece 6 MV x-ışını enerjisi için faz-uzay verileri elde etmeye çalıştı. Doğrusal ivmelendiricinin elektron ivmelendirici bölümünü modellemek için Parmela kodu kullanmışlardır. Parmela kodundan hedefe gelen elektronlar için uzaysal konum ve enerji spektrum bilgisini elde ettiler. Hedefe gelen elektronlara ait bu bilgileri MC benzeşiminde kullandılar. GEANT4 programı ile 4 cm x 4 cm ile 40 cm x 40 cm'lik alanlar arasındaki alanlar için benzeşim yapılmıştır. Benzeşimde

2 ile 40 cm derinlik arasındaki YDD eğrilerine ait noktaların %98'inde, %2'den küçük farklar elde edilmiştir. Alan büyüdükçe hatanın arttığı raporlanmıştır. Benzeşimi yapılan faz-uzay verilerinin diğer çalışmalarda da kullanılabilmesi için Uluslararası Atom Enerji Ajansı (IAEA) formatında kamuya açık bir şekilde yayınlanmıştır.

Faz-uzay verilerinin ilk versiyonu, GEANT programı göz önünde bulundurularak üretilmiştir. Üretilen verilerde radyasyona ait konum bilgisi x, y, z koordinatları ile ifade edilmektedir. Ancak BEAMnrc ve DOSXYZnrc programları için z değeri sabit olmalıdır ve radyasyonun konum bilgisi x ve y koordinatı türünden verilmelidir. Gete vd. [4], Varian firması tarafından yayınlanan faz-uzay verilerindeki konum bilgilerini dönüştürmüşlerdir. Eş düzlemsel olmayan verileri sabit z düzlemindeki verilere dönüştürmek için bir kod yazılmıştır. Yazılan kod ile koordinatlar yeniden oluşturulmuştur. Böylece faz-uzay verileri BEAMnrc ve DOSXYZnrc için uygun hale getirilmiştir. 6MV FFF enerjisi için BEAMnrc ve DOSXYZnrc programlarını kullanarak modellemenin uygunluğunu incelediler. 1 cm x 1 cm'den 40 cm x 40 cm'ye kadar olan alanlara ait benzeşimlerden elde edilen sonuçlarla deneysel verileri karşılaştırdılar. Bu karşılaştırma sonucunda aynı alanlar için derin doz eğrileri arasındaki farkın %1'in altında olduğunu belirlemişlerdir. Profiller için yaptıkları karşılaştırmalarda, alan içinde kalan ölçüm ve benzeşim noktaları arasındaki farkın %1,5'in altında olduğunu tespit etmişlerdir. Karşılaştırılan profillerin yarı gölge bölgesinde ise (%80 ve %20 arası) hatanın 2 mm'den küçük olduğunu belirttiler. 1 cm x 1cm'lik alan dışındaki tüm alanlarda MC benzeşimi ile elde edilen ve iyon odası ile ölçülen verim faktörleri arasında farkın %1'den az olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca çalışmada, hacimsel ark tedavisi planlarının kalite kontrolü yapılmıştır. Hacimsel ark ışınlamalarının benzeşimlerinden elde edilen sonuçları iyon odası ve film dozimetresi sonuçları ile karşılaştırmışlardır. MC yöntemi ile hacimsel ark için yaptıkları benzeşim ile iyon odası ölçümleri arasında %1 uyum olduğunu belirtmişlerdir. Benzer şekilde, gafkromik filmlerin ışınlanması ile elde edilen doz haritaları, benzeşim ile üretilen doz haritaları ile gama analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmada kriter 3 mm %3 doz farkıdır. Karşılaştırma sonrası elde edilen geçme oranlarının %99'un üzerinde olduğunu belirtmişlerdir.

Belosi vd. [5], Penelope tabanlı Primo kodunda Varian firması tarafından yayınlanan faz-uzay verilerini kullanarak 6 MV FFF ve 10 MV FFF enerjileri için benzeşim yapmışlardır. Ölçüm sonuçlarını, yaptıkları benzeşimlerden elde ettikleri veriler ile gama analizi yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Çalışmada, 3 x 3 cm², 6 x 6 cm² ve 10 x 10 cm²'lik alanları 1 x 1 x 1 mm³ vokseller kullanarak 20 x 20 cm² ve 40 x 40 cm²'lik alanları ise 2 x 2 x 2 mm³'lük vokseller kullanarak modellemişlerdir. Benzeşim sonuçlarını, iki farklı SSD'de 5 farklı derinlikte yaptıkları ölçümlerden elde ettikleri profiller ile 1 mm %1 doz farkı ve 2 mm %2 doz farkı kriterlerini kullanarak gama analizi yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Karşılaştırma sonucunda yüzde doz farkının, alan boyutu ve derinlikle arttığını tespit etmişlerdir. Ortalama doz farkının en büyük alan için %1'e kadar çıktığını belirtmişlerdir. Yüzde derin doz eğrilerinin karşılaştırmasında, tespit ettikleri farkların nedeni olarak faz-uzay verisini göstermişlerdir. Faz-uzay verilerinin hesaplamasında kullanılan birincil radyasyon huzmesinin enerjisinin olması gerekenden daha düşük seçilmesinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Varian firması, TrueBeam doğrusal hızlandırıcısına ait faz-uzayı verilerinin ikinci versiyonunu Ocak 2014'te yayınladı. Faz uzay verilerinin ikinci versiyonu BEAMnrc ve DOSXYZnrc'yi dikkate alarak hazırlanmıştır. Bu versiyonda da farklı x-ışını enerjileri için TrueBeam kafa benzeşimleri mevcuttur. Faz-uzayı verilerinin alındığı yer hareketli kolimatörlerin üst yüzeyinden biraz yukarıdadır. Bu sayede, kullanıcı hareketli kolimatör verilerini ve çok yapraklı kolimatör verilerini kullanarak ışın demetini şekillendirebilir [2]. Yapılan çalışmalar her iki MC veri sürümünün de BEAMnrc/ DOSXYZnrc için kullanılabilir olduğunu ortaya koymuştur.

2.3. Yoğunluk Düzeltmeleri

Literatürde bulunan farklı yoğunluk düzeltme yöntemlerinin çoğunun temelinde Fano ve O'Conor teoremleri vardır. Fano ve O'Conor Teoremlerine göre tedavi planlama sistemlerinde kullanılan dozimetrik veriler yoğunlukla suda yapılan ölçümlerden elde edilir. Bu iki önemli teorem, sudan "su benzeri ortamlara", keyfi yoğunluklar için yoğunluğun ölçeklendirilmesine imkân verir [6]. Fano teoremine göre; düzgün bir foton fluensine maruz kalmış sabit atom kompozisyonundan oluşan değişik yoğunluklardaki sonsuz ortamda, fotonlarca üretilen yüklü parçacık fluensi sabittir ve yoğunluk değişiminden etkilenmez. Belirli bir foton fluensi için

ikincil elektronların sabit fluensi, yüklü parçacık dengesi (charged particles equilibrium CPE) altında gerçekleşen fluense eşittir. Sonuç olarak, yoğunluk değişimi alanı boyunca soğurulan doz sabit olacaktır. Fano teoremindeki ana kabul, birim kütledeki etkileşim tesir kesiti özdeş atomik yapıya sahip ortamlarda yoğunluktan bağımsız olmasıdır. O’Connor tarafından önerilen “yoğunluk ölçeklendirme teoremi, farklı yoğunluktaki fakat eşit atomik kompozisyondaki iki ortamın dozu ile ilgilidir. Teoreme göre, ikincil foton fluensinin birincil foton fluensine oranı sabittir ve yoğunlukla ters olarak ölçeklendirilebilir.

Diğer taraftan, American Association of Physicists in Medicine (AAPM) tarafından 2004 yılında yayınlanan 85 nolu rapora [6] göre yoğunluk düzeltmeleri için yapılan sınıflandırmalar şöyledir:

Kategori 1: Yerel Enerji Soğurulması (ihmal edilmiş elektron taşınımı)

Yöntem 1.1: Doğrusal Soğurma: En temel ve hızlı heterojenite düzeltme yöntemidir. Sudan farklı ortamın kalınlığının düzeltme faktörü ile çarpılmasıdır. Bu düzeltme faktörleri enerjiye ve maddeye bağlı olarak değişmektedir.

Yöntem 1.2: Etkin Soğurma Katsayısı: Düzeltme faktörü (DF), gerçek derinlikle radyolojik derinlik arasındaki farkın zayıflama katsayısı ile çarpımının eksponansiyel bir fonksiyonudur. Hesaplama yöntemi Eşitlik 19’da, Eşdeğer derinlik ise Eşitlik 20’de verilmektedir.

$$DF = e^{\mu(z-z')} \quad 19$$

μ : Etkin soğurma katsayısı

z : Fiziksel derinlik

z_{rad} : Eşdeğer (radyolojik) derinlik

$$z_{rad} = \sum_i (\Delta z_i) \rho_i \quad 20$$

i : Hücre indeksi

ρ : Suyu göre göreceli elektron yoğunluğu

Yöntem 1.3: Doku-Hava Oranları Oranı: Bu yöntem ticari planlama sistemlerinde en çok kullanılan yöntemlerden biridir. Yöntemin diğer isimleri “efektif SSD” ve

“izodoz kaydırma”dır. Şekil 1.10. ve Eşitlik 9, doku-hava oranının (DHO) nasıl ölçüldüğünü ve hesaplandığını göstermektedir. Düzeltme faktörü, Eşitlik21’de verilmektedir.

$$DF = \frac{DHO(z_{rad}, A)}{DHO(z, A)} \quad 21$$

Yöntem 1.4: Üssü Kanunu (BATHO): Batho tarafından 1964 yılında geliştirilen ve Eşitlik 22’de formüle edilen ampirik bir yöntemdir.

$$DF = \frac{DHO(z_1, A_d)^{\rho_1 - \rho_2}}{DHO(z_2, A_d)^{1 - \rho_2}} \quad 22$$

ρ_1 : Hesaplamanın yapıldığı noktadaki göreceli elektron yoğunluğu

ρ_2 : Üzerindeki malzemenin göreceli elektron yoğunluğu

z_1 : Ortamdaki derinliği

z_2 : Üstünde bulunan malzemenin üst yüzeyine olan mesafesi

Kategori 2: 3 Boyutlu Örnekleme Yerel Enerji Depolanması (Elektron Taşınımsız):

Yöntem 2.1: Eşdeğer Doku Hava Oranı: Yöntem Doku Hava Oranı yönteminin geliştirilmiş halidir. Farklı heterojen ortamda saçılan dozun homojen (su) ortamda saçılan dozdan farklı olacağı ve bu durumu gidermek için alan boyutu bağımlılığının hesaplamaya katılması gerektiğini önermektedir.

Yöntem 2.2: Diferansiyel Saçılma Hava Oranı (dSAR): Bu yöntemde, ışınlanan hacimdeki vokselden saçılan katkı saçılan hava oranı çizelgesi ile hesaplanır. Saçılan hava oranı çizelgesi ise derinliğe (z) ve yatay doğrultuya (r) bağlı türetilebilir. Önerildiği dönemde bilgisayarlı tomografinin (CT) olmayışı ve dönemin bilgisayarlarıyla yüksek hesaplama süresi gerekliliği yüzünden hiçbir zaman kullanılmamıştır.

Yöntem 2.3: Delta Hacim (DVOL): dSAR metodunun yarı ampirik yöntemle geliştirilmiş halidir.

Yöntem 2.4: Diferansiyel Doku-Hava Oranı Yöntemi (dDHO): Kappas ve Rosenwald, Beaudoin tarafından önerilen dSAR metodunu basitleştirerek levha

geometrilere uyguladılar. Bu yöntem ile orijinal dSAR yöntemine göre daha başarılı sonuçlar elde ettiklerini belirttiler.

Yöntem 2.5: Üç Boyutlu Işın Çıkarma Yöntemi: Kappas ve Rosenwald tarafından önerilmiştir. Kategori 1'deki yöntemin iyileştirilmesi temeline dayanmaktadır.

Kategori 3: Yerel Olmayan Enerji Soğrulması (Elektron Taşınımı) 1D Yoğunluk Örneklemesi

Kategori 1 ve 2'deki yöntemler 6MV'den düşük enerjiye sahip foton demetleri için daha uygundur. Ancak artan enerji ile birlikte saçılan elektronların doz değişimi üzerindeki etkisi arttıkça yöntemlerin başarısı azalır.

Yöntem 3.1: Konvolüsyon Teknikleri: Birincil foton demetinden üreyen ikincil elektron taşınımını inceleyen modeller farklı araştırmacılar tarafından incelenmiştir. Analitik yaklaşımlar veya MC yöntemi ile doz yayılma kernelleri türetilmiştir. Bu kerneller heterojen ortamlar için düzeltilmek suretiyle farklı yoğunluktaki ortamlarda çalışabilir hale getirilmiştir.

Yöntem 3.2: Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) Konvolüsyonu: Bir boyutlu örneklem modelleri ile heterojen ortamlar için birincil fluensi veya TERMA'yı düzeltir. FFT yöntemi çok hızlı çözüm üretir. Bu model elektronik dengesizlik durumlarında alan kenarı, koruma bloğu altındaki bölgelerde dozu başarı ile hesaplamaktadır.

Kategori 4: Yerel Olmayan Enerji Soğrulması (Elektron Taşınımı) Üç Boyutlu Yoğunluk Örneklemesi: Bu kategoride yöntemler foton ve elektron taşınımı için heterojenite düzeltmesini CT verisi yardımıyla 3 boyutlu olarak gerçekleştirmektedir. Doz yayma dizini yöntemi [38], diferansiyel kalem huzme yöntemi [11], ortamda bırakılan toplam enerji (TERMA) konseptini kullanan konvolüsyon yöntemi [39], ileri ve geri saçılan taşınım (1D) yöntemi [40-42] bu kategoridedir.

Yöntem 4.1: Süperpozisyon-Konvolüsyon: Bazı araştırmacılar bu prensibi radyoterapideki doz hesaplamasında kullandılar. Hesabın ilk kısmında birincil fluensden kaynaklı TERMA ışın izleme algoritması ya da MC yöntemi kullanılarak hesaplanır. İkinci aşamadaysa enerjinin ikincil parçacıklar aracılığı ile yayılımı yani

doz hesaplanır. Bu yaklaşımın zorluğu heterojen doku için TERMA dağılımının ve doz yayılım kernelinin nasıl deforme edileceğidir.

Yöntem 4.2: Monte Carlo: Doğrusal Boltzmann taşınım denklemlerini elektron ve fotonlar için çözer. MC yöntemi ticari doz hesaplama programlarında kullanılmaktadır. Düşük istatistiki gürültü ile etkin sonuç elde etmek için gereken süre klinik rutin için uzundur. Bu yüzden klinikte standart sapmanın göreceli olarak yüksek olduğu değerler ile çalışılır. MC yöntemi radyoterapide altın standart niteliğindedir. Diğer algoritmaların etkinliğini ve başarısı incelemede deneysel verilerle birlikte sıklıkla kullanılmaktadır. Düşük standart sapma değerleri ($\leq\%1$) ile elde edilmiş sonuçlar, referans sonuç olarak kabul edilir ve diğer algoritmaların verdiği sonuçlar ile karşılaştırılır.

Yöntem 4.3: Doğrudan Sayısal Çözüm: Söz konusu bu yöntem diğer yöntemlerin özetlenmesinde kullanılan kaynak olan AAPM'in 85 nolu raporundan sonra kullanılmaya başladığı için kaynakta yer almamaktadır. Ancak, MC yöntemi gibi Boltzmann taşınım denklemini çözdüğü için ayrı bir yöntem olarak Kategori 4'e eklenmiştir. Doğrusal Boltzmann taşınım denkleminin elektron ve foton için çözümünü sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapar. Enerji, açı ve diğer değişkenler ayrıştırılarak çözüm üretilmeye çalışılmaktadır.

2.4. Kernel Eldesinde Kullanılan Optimizasyon Yöntemleri

Bergman vd.[43], kernel eldesi için optimizasyon yöntemi kullanmışlardır. Kullandıkları optimizasyon yönteminde gama analizi yöntemi objektif fonksiyondur. Özel şekilli alanlarda ışınlama verileri elde etmişlerdir. Optimizasyon yöntemi ile ışınlama verilerini elde edecekleri kernelleri üretmişlerdir. Gama analizinde kriter olarak en yüksek dozun %3 doz farkı ve 3 mm mesafe koşullarını kullanmışlardır. Kernel eldesi için optimizasyon hesaplamalarını MATLAB (matrix laboratory) optimizasyon modülünde bulunan fminbnd (Find minimum of single-variable function on fixed interval) algoritmasını kullanarak yapmışlardır.

Farklı araştırmacılar, Levenberg-Marquardt en küçük kareler yöntemi ile eğri uydurma yöntemini kullanarak [11, 13, 15-17, 23, 24] MC yöntemi ile hesaplanan tek enerjili kernellerin ağırlık faktörlerini buldular. Ağırlık faktörlerini, benzeşimi

yapılan doğrusal hızlandırıcıya ait ışın karakteristiklerini elde edecek şekilde hesapladılar.

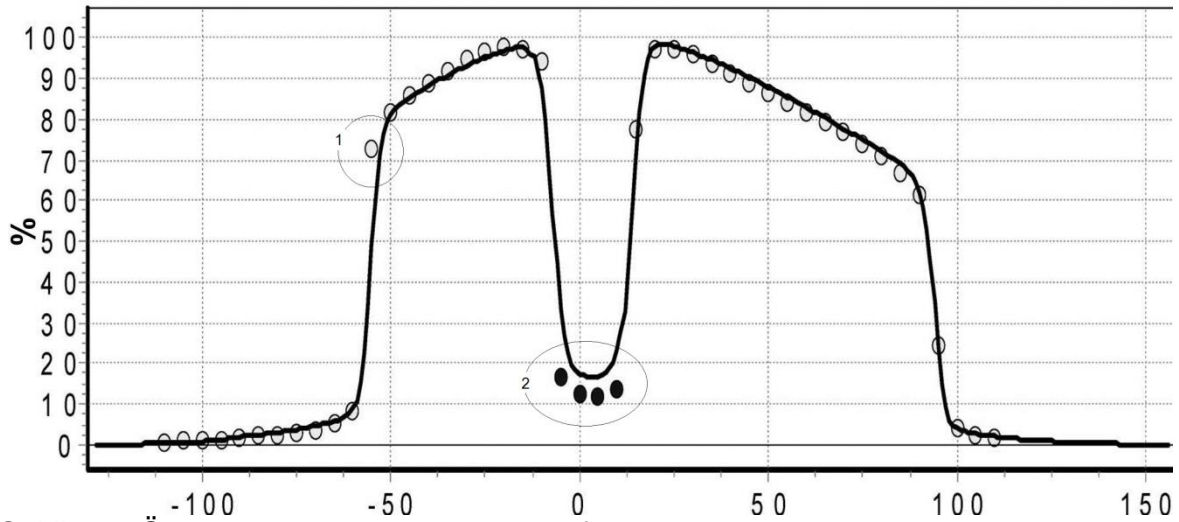
2.5. Gama Analizi Yöntemi

Bir “x” noktasında ölçülen doz ile o noktada hesaplanan doz değeri arasındaki farkın, %3’ten küçük olması tavsiye edilir [6, 44, 45].

$$\% 3 \geq |D^M - D^C|$$

23

Şekil 2.2’de ölçülen ve hesaplanan doz profil eğrileri bulunmaktadır. Şekil 2.2’deki 1 nolu bölgedeki ölçülen ve hesaplanan dozlar göz önünde bulundurulduğunda Eşitlik 23’deki şartı sağlamayacağı rahatlıkla görülebilir.



Şekil 2.2. Ölçülen ve hesaplanan doz profilleri

1 nolu bölgedeki doz farkı yaklaşık %10 mertebesindedir. 1 nolu daire içindeki noktadan Δr kadar uzakta aynı doz değerine sahip başka bir nokta bulunmaktadır. Bu yüzden, doz değişim hızının yüksek olduğu bölgelerde analiz için doz farkını kullanmak yanıltıcı olabilir. Dozun bulunduğu noktadan Δr kadar sapmasına neden olabilecek birden çok öge vardır. Bunlar, ölçüm düzeneğinin oluşturulması esnasında olan hatalar (1 mm-2 mm), cihazın mekanik toleransı ile ilgili hatalar (1 mm- 2 mm) ve doz hesabında veya hesaplanan dozun doz haritasına çevrilmesi esnasında oluşabilecek hatalardır. Dozun ölçülmesi gereken noktadan farklı bir noktada ölçülmesine neden olabilecek bu hataların toplamının genellikle 2- 3 mm’den az olması beklenir. Bu durumda Eşitlik 23, mesafelerin farkı şeklinde de yazılabilir ve Eşitlik 24’deki gibi ifade edilebilir.

$$3mm \geq |r_x^M - r_{x'}^C|$$

24

D dozunun ölçüldüğü r_x noktası ile hesaplanan doz haritasında D dozunun bulunduğu $r_{x'}$ noktası arasındaki mesafe, 3 mm'den küçükse r_x noktasındaki dozun doğru ölçüldüğü kabul edilir. x noktasında D dozunun ölçüldüğü ve x noktasından 1 mm uzaklıktaki x' noktasında D dozundan %1'lik farkla D' dozunun hesaplandığı bir durum olsun. Böylesi bir durumda, hesaplanan doz matrisindeki x' noktasında D' dozu ile ölçülen doz matrisinin x noktasındaki D dozunun aynı olduğunu ifade etmek yanlış değildir. Bu yargıdan hareketle, Low ve Dempsey [46] tarafından gama analizi yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntemde doz farkı ve mesafe boyutsuzlaştırılıp elipsoidal olarak ifade edilmektedir. Gama analizi yöntemi, radyoterapide ölçülen doz haritaları ile hesaplanan doz haritaları arasındaki benzerliği incelemekte kullanılan en yaygın yöntemdir. Bu yöntem, tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta karşılaştırma yapma imkanı sunmaktadır. Bu yöntemle Şekil 2.2'deki 1 ve 2 nolu daireler içindeki noktalar arasındaki fark sayısallaştırılır. Eşitlik 25'de de verildiği üzere "x" noktası için birden fazla gama değeri vardır.

$$\Gamma_{xx'} = \sqrt{\left(\frac{D_x^M - D_{x'}^C}{\Delta D}\right)^2 + \left(\frac{r_x^M - r_{x'}^C}{\Delta r}\right)^2}$$

25

D_x^M : x noktasında ölçülen doz

$D_{x'}^C$: x' noktasında ölçülen doz

ΔD : Doz farkı şartı

Δr : Mesafe farkı şartı

Bir noktaya ait gama değerleri, Δr mesafesinden daha uzak noktaları da içeren R yarıçaplı daire için hesaplanır. R yarıçaplı bir alan içindeki tüm noktaların gama değerleri Eşitlik 25 ile hesaplanır. Bu değerlerin en küçüğü x noktasının gama değeridir ve Eşitlik 26'da verilmektedir.

$$\sigma_x = \min(\Gamma_{xx'})$$

26

Burada,

σ_x , x noktasının gama değeridir.

Ölçülen her bir x noktası için bu hesaplama tekrarlanır. Gama değeri 1'den küçük olan x noktalarının gama analizinden geçtiği kabul edilir. Eğer x noktasının gama değeri 1'e eşit veya büyükse o noktanın gama analizinden kaldığı kabul edilir. Bu analiz yöntemi ile yüzlerce noktadan oluşan ölçülen ve hesaplanan doz haritaları karşılaştırılabilir. Ölçülen her noktada gama değeri 1'den küçük olmayabilir. Gama analizinden geçen noktaların gama analizinde incelenen noktalara oranı ise "Geçme Oranı" olarak tanımlanır. Geçme oranı belirli bir değerin üstünde ise ilgili tedavi planının uygun olduğu kabul edilir. Kabul edilen geçme oranı karşılaştırma kriterlerine bağlıdır. 3 mm %3 doz farkında %95 ve üzeri bir geçme oranı beklenirken 2mm %2 doz farkında %90 ve üzeri bir geçme oranı beklenir.

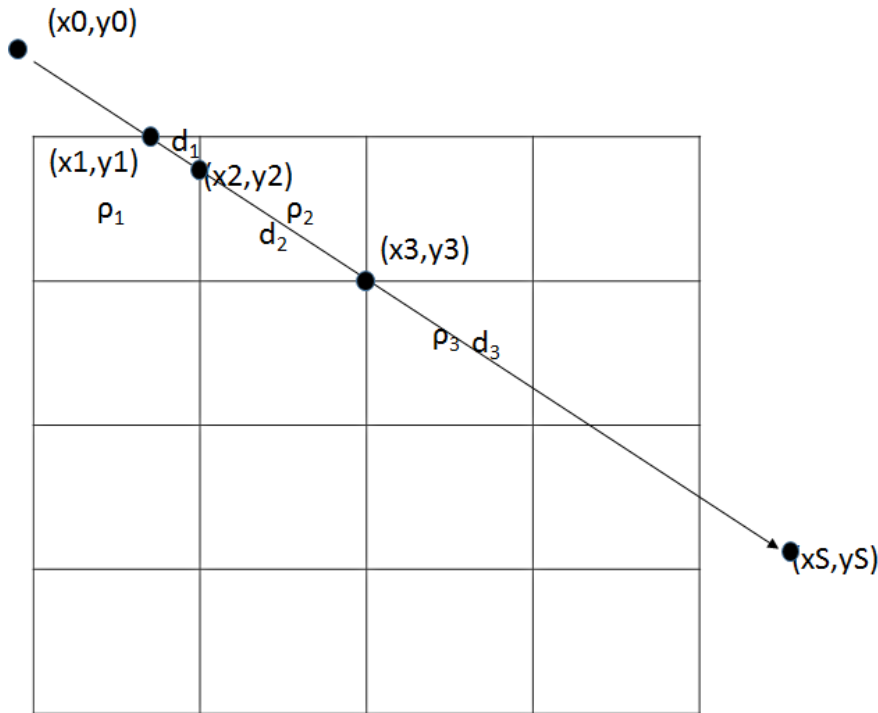
Işınlanan alandan belirli bir mesafe uzaklıkta ölçülen ve hesaplanan doz, sıfıra yakınsar. Değeri sıfıra yakınsayan bu noktalara ait gama değerleri, 1'in altında olacaktır. Eğer sıfıra yakınsayan bu noktalar değerlendirmeye alınırsa geçen nokta sayısı artacaktır. Anlamli olmayan doz noktalarının hesaba katılması, analiz sonucunu olması gerekenden iyi çıkacaktır. Bu, gama analizi yöntemindeki önemli sorunlardan biridir. Bu durumu engellemek için eşik değeri tanımlanır. Eşik değerinin mesafe olarak tanımlandığı durumlar olsa da genellikle doz türünden tanımlanır. Gama analizi eşik değerinden büyük doza sahip noktalar için yapılır. Eşik değeri için farklı kriterler mevcut olup genelde en yüksek doz değerinin %10'u ile %5'i arasında bir değer olduğu kabul edilir. Bununla birlikte, eşik değer olarak %50'nin seçildiği çalışmalarda literatürde mevcuttur [47]. Gama analizindeki bir diğer husus ise ΔD değeri ile ilgilidir. İki farklı yaklaşım vardır. %3'lük doz farkı dendiğinde bu değer en yüksek dozun %3 ya da "x" noktasındaki dozun %3'ü olabilir. Eğer ΔD ölçülen en yüksek dozun %3'ü olarak kabul ediliyorsa bu yöntem global gama analizi yöntemi, eğer "x" noktasındaki dozun %3'ü olarak kabul ediliyorsa yerel gama analizi yöntemi denir.

%3 doz farkı ve 3 mm mesafe şartı altında global gama analizinden geçme oranının %95 ve üstü olması beklenir. Yerel gama analizinde ise bu değer %90 ve üzeri olması beklenir. Örnek vermek gerekirse, boyutları, 25 cm x 25 cm ve dedektörler arası mesafe 5 mm olsun. 2601 tane dedektörden oluşan bu detektör matrisini 5 cm x 5 cm'lik kolimatör açıklığına sahip bir alanda ışınladığımızı kabul edelim. 5 cm'lik fiziksel açıklığın radyolojik karşılığı, %50'lik izodoz eğrisinin geçtiği

noktanın merkeze olan uzaklığıdır. Bu durumda 121 noktanın %50 ve üzerinde bir doz alacağını ve yaklaşık 170 noktanın da %10 ve üzerinde bir doz aldığını kabul edelim. %10'luk eşik değerinde 3mm %3 kriteri kullanılarak yapılan global gama analizi incelemesinde 170 noktadan en az 162'sinin gamma değerinin 1'in altında olması durumunda ışınlanan planın doz hesabının doğru yapıldığı kabul edilir. Sonuç olarak, Gama analizi yöntemi doz dağılımı hesabının kabul edilebilirliğini incelemeye kullanılan yararlı yöntemdir.

2.6. Radyolojik Mesafe ve Işın Takip Algoritması

Işın takip algoritmaları, farklı araştırmacılar tarafından farklı yaklaşımlar kullanılarak zamanla geliştirilmiştir [48-53]. Literatürde farklı ışın takip algoritmaları olsa da Bresenham [48] ve daha sonra Siddon'un [49] önerdiği yöntemler en temelleridir. Ayrıca, bazı araştırmacılar, ışın takip algoritmasını doğrudan doz hesabında kullanmaya yönelik çalışma yapmışlardır [54, 55]. Şekil 2.3'te ızgara sisteminde ışın takibi gösterilmektedir. Işının başlangıç noktası (x_0, y_0) ve bitiş noktası (x_s, y_s) 'dir. Bu iki nokta arasındaki doğru, takip edilen ışındır. Doğru denklemini yardımı ile her bir ızgara içinde kat ettiği mesafe hesaplanır.



Şekil 2.3. İki boyutta ışın doğrultusunun ızgara sisteminde gösterimi

Doğrunun ızgaralar içinde kat ettiği mesafelerin ilgili ızgaranın yoğunluğu ile çarpımlarının toplamı radyolojik mesafeyi verir. Radyolojik mesafe, Eşitlik 27 ile hesaplanır.

$$d_{rad} = \sum d_i \rho_i \quad 27$$

d_{rad} : Radyolojik derinlik

d_i : i nolu hücrede ışının kat ettiği yol

ρ_i : i nolu hücrenin yoğunluğu

2.7. Mutlak Dozun Hesaplanması

Doz kalibrasyonu, belirli bir SSD'de belirli bir alandan yapılan ışınlamanın ortam içinde belirli bir derinlikte belirli bir doza karşılık gelmesi için yapılan ayarlamadır. Tanımdakine benzer şekilde doz genellikle, SSD 100 cm iken 10 cm x 10 cm'lik alan ile yapılan 100 MU'luk ışınlamada suda d_{maks} derinliğinde 100 cGy olacak şekilde ayarlanır. Bu durumda, 10 cm x 10 cm'lik bir alandan 100 MU ışınlama yapıldığında d_{maks} , (0,0, d_{maks}) noktasında soğrulan doz 100 cGy'dir.

Bahsedildiği şekilde kalibre edilmiş bir linakta eğer ışınlama farklı bir alan boyutu kullanılarak yapılırsa d_{maks} , (0,0, d_{maks}) noktasında soğrulan dozu hesaplamak için 10 cm x 10 cm'lik alanın d_{maks} dozu farklı kenar uzunluklarına sahip alanın verim faktörü ile çarpılır. Örneğin 15 cm x 15 cm'lik alanın verim faktörü 1,04 olsun. 100 MU 15 cm x 15 cm'lik alandan ışınlanırsa d_{maks} derinliğinin alacağı doz 104 cGy olur. Yapılan ışınlama sonucunda 10 cm derinlikteki doz hesaplanmak isteniyorsa ışınlama alanına ait ilgili derinlikteki derin doz değeri ile çarpılmalıdır. YDD (15x15 cm, 10 cm) değeri %64 olsun. %64, 10 cm derinlikte okunan dozun en yüksek okuma yapılan doza oranıdır ve en yüksek okuma derinliği de d_{maks} 'tır. Bu durumda 15 cm x 15 cm'lik alandan yapılan 100 MU'luk ışınlamada 10 cm derinlikte soğrulan doz yaklaşık olarak 66,6 cGy'dir. 10 cm derinlikte merkezden farklı bir noktadaki doz değeri için ise merkezdeki doz değeri, Eşitlik 28'de görüldüğü üzere, bir eksen dışı faktör ile çarpılarak ifade edilebilir.

$$D(x, y, z) = MU \times VF(A) \times YDD(A, z) \times EDF(x, y, z) \quad 28$$

KHA (Eşitlik29) ile ilgilenilen derinliklerdeki eksen dışı faktör hesaplanır.

$$EDF(x, y, z) \approx \left(\frac{SSD_{ref} + z_{ref}}{SSD + z} \right)^2 \int_{y_1}^{y_2} \int_{x_1}^{x_2} k(x \rightarrow x', y \rightarrow y', z) \Phi(x', y', 0) dx' dy' \quad 29$$

Hesaplanan EDF'den yola çıkarak doz hesaplanmak istendiğinde izlenen yol, integralin merkezi noktadaki değerini kullanmak olmuştur. Her bir y_1, y_2, x_1, x_2 değeri için Eşitlik 30'un merkez noktadaki değeri farklıdır.

$$EDF(0, 0, z) \approx \int_{y_1}^{y_2} \int_{x_1}^{x_2} k(x \rightarrow x', y \rightarrow y', z) \Phi(x', y', 0) dx' dy' \quad 30$$

Herhangi bir derinlikteki merkezi nokta doz değeri ölçülebilir veya YDD eğrileri kullanılarak hesaplanabilir. EDF(0, 0, z) değerleri bu değerlerle ilişkilendirildiğinde kare olmayan alanlar, bloklu alanlar veya YART alanlarına ait eşdeğer kare bilgisine ulaşılır. İlgili derinlikteki en yüksek integral değerine karşılık gelen eşdeğer kare alan değeri, o alana ait derin doz verim faktörü gibi karakteristik öğeleri belirlememizi sağlar.

3. MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE DOĞRUSAL HIZLANDIRICI VE ÖLÇÜM DÜZENEGİNİN BENZEŞİMİ

Farklı yoğunluklara sahip ortamlar için KHK'lerinin üretilmesi bu tezin amaçlarından biridir. Dar huzme kullanarak üretilen kernellerin geniş huzmelerde başarısını incelemek yerine, doğrudan geniş huzmelere ait verileri kullanarak kerneller üretilmesi bu çalışmada incelenecektir. Bu amaçla, kernel üretimi için farklı boyutlardaki geniş huzmelere ait verilerini kullanarak kernel elde etmeye çalışan bir optimizasyon programı yazılmıştır. Hesaplamalar için ihtiyaç duyulan geniş huzme ışınlamalarına ait veriler ölçüm ve benzeşimle elde edilmiştir. Su için ihtiyaç duyulan geniş huzme verileri su fantomunda yapılan profil ve derin doz ölçümleri ile elde edilmiştir. Ancak, sudan farklı yoğunluğa sahip ortamlar için ölçümle veri elde etme imkanı yoktur. Sudan farklı ortamlarda geniş huzme profilleri ve derin doz eğrilerini elde etmek için MC benzeşimi kullanılmıştır. Yapılan hesaplamaların tutarlılığını anlamak için MC benzeşimi su için de yapılmıştır. Su için elde edilen benzeşim sonuçlarını, deneysel veriler ile karşılaştırarak benzeşimin başarısı incelenmiş, diğer maddeler için de MC ile benzeşim yapılmıştır.

3.1. Monte Carlo Benzeşimi

MC benzeşimleri için BEAMnrc ve DOSXYZnrc olmak üzere iki farklı program kullanılmıştır. BEAMnrc doğrusal hızlandırıcıların benzeşimi için tasarlanmış bir programdır. BEAMnrc doğrusal hızlandırıcıda bulunan öğelerin benzeşimini sağlayan alt öğeler içerir. Kullanıcı, benzeşim için ihtiyaç duyduğu bileşenleri seçerek ve bu bileşenlere ait fiziksel verileri tanımlayarak benzeşimi yapabilir. DOSXYZnrc programı ise ortamda soğrulan dozun benzeşimi için tasarlanmıştır. DOSXYZnrc'de farklı boyut ve malzeme yapısına sahip fantomlar oluşturulabilmektedir. Program kullanıcıya CT görüntüleri ile de fantom oluşturma imkânı sağlamaktadır. Program çıktısı olarak kullanıcı isterse belirli düzlemlerdeki soğrulmuş doz değerlerini ve üç boyutlu fantomun her bir vokselindeki doz değerlerini alabilmektedir.

Geliştirilmek istenen KHA için seçilen enerji, düzleştirici filtresiz enerjileridir. Ticari gizlilik ilkeleri nedeniyle Varian, TrueBeam için doğrusal hızlandırıcı kafası diye tabir edilen bölgenin teknik bilgilerini vermemektedir. Firmanın müşteri desteği için

hazırladığı internet sitesinde, bir önceki jenerasyon doğrusal hızlandırıcılar için MC benzeşimi yapılabilecek kadar teknik bilgi içeren dokümanlar sağlanmaktadır. Ancak, belirtilen nedenlerden ötürü TrueBeam linakları için bu bilgi sağlanmamaktadır. Bunun yerine Varian TrueBeam doğrusal hızlandırıcı kafasının benzeşimini kendisi yapmıştır. Yapılan benzeşimler ile farklı konumlarda ve özelliklerde faz-uzay verileri elde edilmiş ve bu faz-uzay verileri kullanıcılarla paylaşılmıştır. X-ışınının üretildiği bölge ile hareketli kolimatörlere kadar olan kısım, gizli bilgi kapsamındadır. Bu bölgeye dair tersine mühendislik yapılmaması tavsiye edilmektedir. Varian, TrueBeam doğrusal hızlandırıcısının hareketli kolimatör yapısının ve çok yapraklı kolimatör yapısının teknik özelliklerini kullanıcıları ile MC benzeşiminde kullanılması amacıyla paylaşmaktadır. Faz-uzay verileri IAEA formatında hazırlanmış olup değişik uzaysal konumlara ait bilgiler içermektedir. Örneğin, hareketli kolimatörlerin altında SSD 100 cm'de (su yüzeyinde) alan boyutları 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10cm, 20 cm x 20 cm olan faz-uzay verileri bulunmaktadır. Ayrıca, hareketli kolimatörlerin üst yüzeyine ait faz-uzay verileri de bulunmaktadır. Faz-uzay verilerinin konumunun hareketli kolimatörlerin üzerinde olması kullanıcıya kolimatör alan boyutunu belirleme imkanı sunmaktadır.

Çalışmada hareketli kolimatörlerin üzerinde tanımlanmış faz-uzay verileri kullanılmıştır. Faz-uzay verilerinde radyasyonun türü, konumu, yönelimi ve ağırlık faktörlerine ait bilgiler bulunmaktadır. Varian firması tarafından 2 farklı zamanda sürüm 1 ve 2 olmak üzere iki farklı faz-uzay veri kümesi yayınlanmıştır. Birinci faz-uzayı veri kümesini elde ederken Parmela kodunu kullanmıştır. Parmela kodu ile elektron tabancasından hedefe kadar olan elektron etkileşimlerinin ve davranışlarının benzeşimi yapılmıştır. Parmela kodu hesaplamalar için sonlu elemanlar yöntemini kullanmaktadır. Benzeşim sonucu hedefe gelen elektronların, orta yükseklikte yarı genişlik (OYYG) değeri 1,4 mm'dir. Bu elektron demetinin x ve y yönleri kosinüs değerleri 0,002'dir. Elektronların enerji spektrumu Gaussian olmayan bir dağılım sergilemektedir. Dağılımın kuyruğu 6,35 MeV'a uzanmakta ve pik değeri 6,13 MeV'dedir. Bu dağılım bilgisi kullanılarak GEANT ile modellenen doğrusal hızlandırıcı kafasında hedefe çarpan elektronlar tanımlanmıştır. Elektronların hedefe çarpmasıyla oluşan x-ışınlarının diğer kafa bileşenleriyle girdiği etkileşimler modellenerek faz-uzay verilerini üretmiştir. Hedef ile faz-uzayı

verisinin elde edildiği düzlem arasında bulunan bileşenler birincil kolimatörler, filtre ve iyon odasıdır. Üretilen faz-uzay verileri eş düzlem üzerinde olmayan farklı “z” konum bilgisi ve “w” ağırlık faktörü içerdiği için BEAMnrc programında kullanım uygun değildir. Bu nedenle faz-uzayı verilerinin ikinci sürümü çıkarılmıştır. İkinci faz-uzay sürümünde hedefe çarpan elektronların davranışını modellemek için Parmela kodunu kullanmamışlardır. İkinci sürümde hedefe çarpan elektronların enerjilerinin ve uzaysal konumlarının Gaussian bir dağılım sergilediğini varsaymışlardır. Hedefe gelen elektronların ortalama enerjisi 5,9 MeV ve sigma değeri 0,051 MeV olarak seçilmiştir. Uzaysal konumlarının x yönünde sigması 0,6645 ve y yönünde sigmasının 0,7274 olarak kabul edilmiştir. İkinci sürümde 6 MV FFF ışınları için yüz civarı farklı faz-uzayı verisi üretilmiş ve kendi resmi internet adresinde [2] kullanıcılara sunulmuştur. Çalışmada bu faz-uzay verilerinin ilk on tanesi birleştirilerek yeni bir faz-uzay verisi oluşturulmuştur. Bu birleştirme işlemi ile faz-uzay verisindeki örnekleme sayısı arttırmıştır. Birleştirme sonucu elde edilen yeni faz-uzay verisi benzeşimlerde radyasyon kaynağı olarak kullanılmıştır. Birleştirme sonucu elde edilen yeni faz-uzayında hedefe çarpan elektron sayısı 5,85 milyondur. Etkileşimler sonucu 423.460.719’u foton, 2.475.391’i elektron ve 116792’i pozitron olmak üzere 426.052.902 tane parçacık üretilmiştir. Faz-uzay verisinde bu parçacıklara ait (x, y) konum ve (u, v) yönelim bilgileri bulunmaktadır. Faz-uzay verisinin elde edildiği düzlem elektronlar çarptırılıp x-ışınlarının üretildiği kaynaktan 26,7 cm uzaktadır. Bu konum hareketli kolimatörlerin hemen üstüdür.

BEAMnrc MC programı ile hareketli kolimatörlerin üzerindeki faz-uzay verileri farklı alan boyutlarının benzeşimi için kullanılmıştır. Farklı alan boyutları BEAMnrc’nin “kolimatör” alt modülü kullanılarak elde edilmiştir. Kolimatörün alt sınırının bittiği yerden kaynaktan 100 cm uzaklığa kadar olan bölge hava olarak tanımlanmıştır. Kaynaktan 100 cm uzaklıkta fantomun yüzeyi bulunmaktadır.

BEAMnrc kodunda modelleme parametreleri:

Kaynak modeli: 21-Tüm Faz-uzay huzme verisi, Her parçacık 2 kere kullanılmıştır.

Elektron kesme enerjisi: 0,7 MeV

Kullanılacak parçacıklar: Tümü (Foton, elektron, pozitron)

Foton kesme enerjisi: 0,02 MeV

Sınır geçme algoritması: EXACT

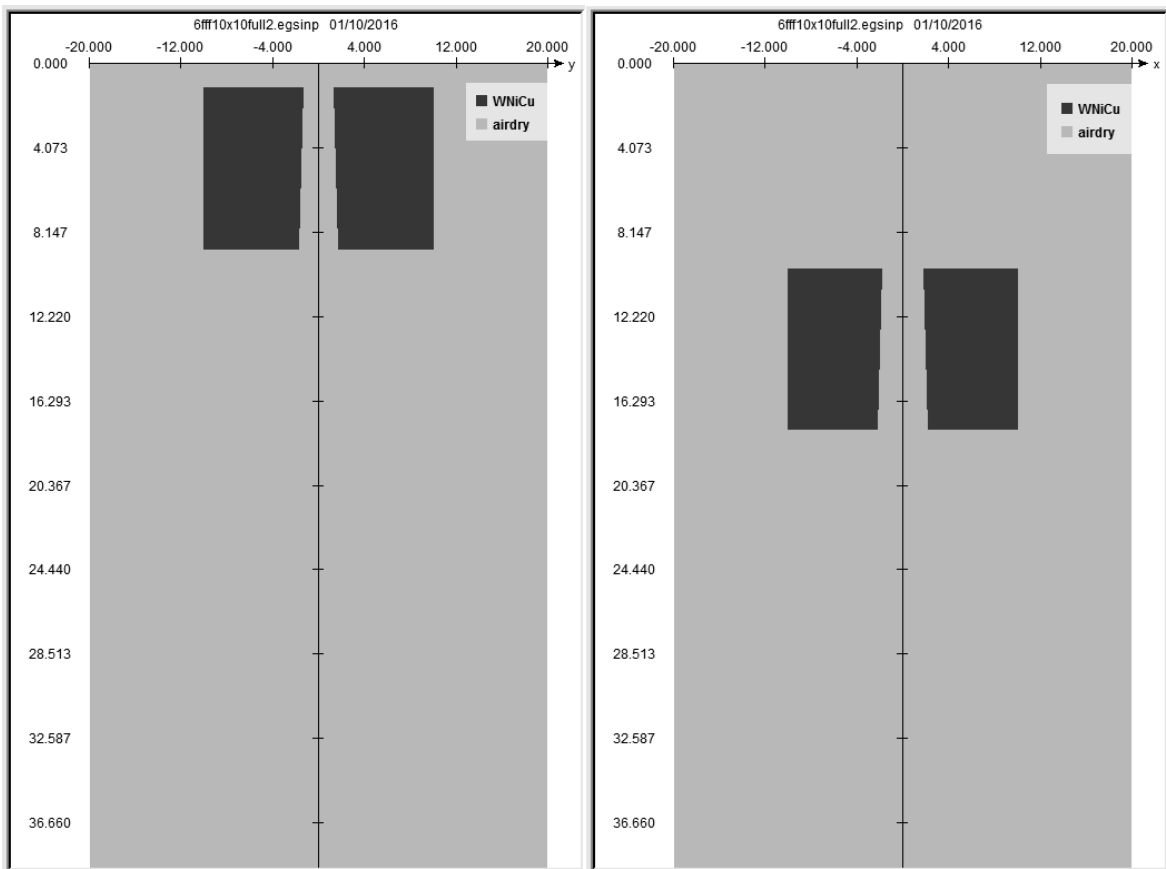
Elektron adım algoritması: PRESTA-II

Elektron etki iyonlaşması: Penelope

Brems açısal örnekleme: KM

Olarak kullanılmıştır.

Şekil 3.1'de SSD 100 cm de iz düşümü 10 cm x 10 cm'lik bir kolimatör açıklığı için oluşturulmuş olup EGSnrc benzeşiminin kesitsel görüntüleri mevcuttur. Hareketli kolimatörler üzerindeki faz-uzayı verilerinin BEAMnrc programı ile sanal su fantomu yüzeyine taşınması sonucu yeni bir faz uzayı verisi elde edilmiştir.

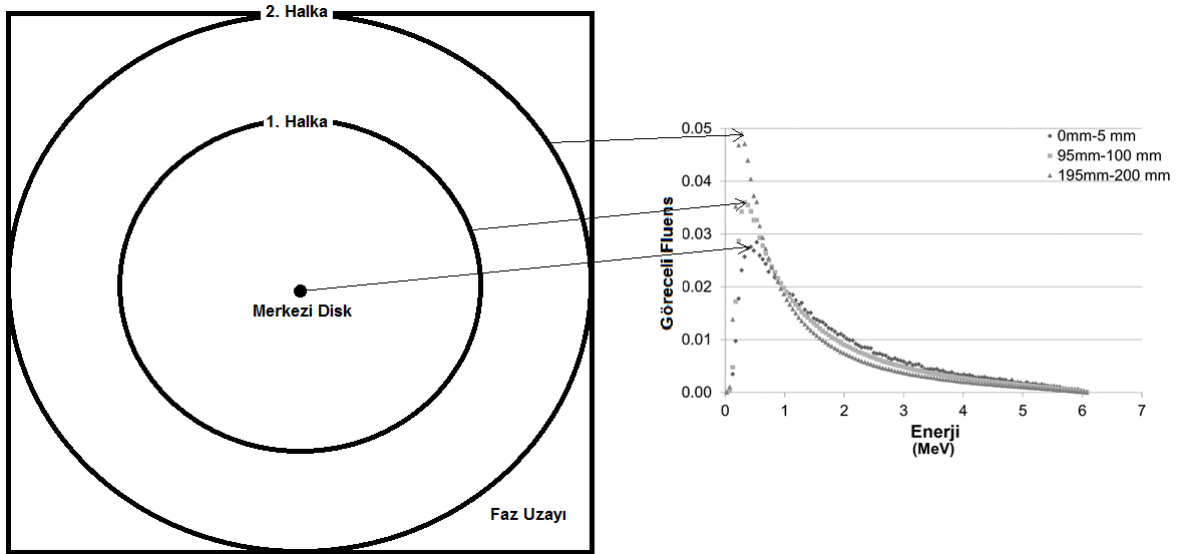


Şekil 3.1 EGSnrc programı ile oluşturulan hareketli kolimatör modeli

3.2. Radyal Enerji Spektrumunun İncelenmesi

Yapılan çalışmalarda, FF enerjileri için eş derinlikte kernelin değişmez olduğu varsayılmıştır. Bu varsayım ile kabul edilebilir hata sınırları içinde doz hesaplanabildiği gösterilmiştir. Kernelin değişmezliği ilkesi uyarınca FF enerjileri için üretilen kernellerle makul hata payları içinde doz hesaplanabiliyorsa spektrumu eş düzlemde daha az değişen FFF enerjilerinde de makul hata payları

içinde dozun hesaplanabiliyor olması gerekir. Bu nedenle önce, düzleştirici filtre kullanılmayan FFF enerjilerinde enerji spektrumunun eş düzlemde FF'e göre daha az değiştiği gösterilecektir. Bu amaçla, 40 x 40 cm² alan için 6MV FFF ve 6MV FF enerjilerine SSD 100 cm'de faz-uzay verileri üretilmiştir. Bu iki yeni faz uzayı verisini kullanarak alan merkezinden uzaklaştıkça FFF ve FF enerjilerinde enerji spektrumlarındaki değişimler karşılaştırılmıştır. Faz-uzay verisini kullanarak 40 x 40 cm²'lik alanın farklı konumlarında enerji spektrumu eldesi için BEAMDP (Beam data processor) programı kullanılmıştır. BEAMDP programı ile Şekil 3.2'deki şematiğe benzer olarak, faz-uzayı alanı merkezinde 5 mm yarıçapında bir daire tanımlanmıştır. Benzer şekilde, merkezden 10 cm ve 20 cm uzakta 5mm cidar kalınlığına sahip iki halka tanımlanmıştır. Merkezdeki 0,5 cm yarıçaplı daire ve merkezden 10 cm ve 20 cm uzaklıktaki 0,5 cm cidar kalınlıklı iki halka üzerinden geçen fotonların enerji fluensleri çetelelendirilerek enerji spektrum verisi elde edilecektir. Elde edilen spektrum grafikleri değerlendirilecektir.



Şekil 3.2. Enerji fluensinin uzaysal konuma bağlı değişimi

3.3. YDD Eğrisi Benzeşiminde Geri Saçılma Bileşeninin Oluşturulması

Bu çalışmada YDD eğrilerinin hesaplanması için kalem huzme kernel algoritması kullanılacaktır. YDD eğrisi ileri ve geri saçılan olmak üzere iki bileşen kullanılarak hesaplanacaktır. YDD'nin ileri saçılma bileşeni YDD_f ve geri saçılma bileşeni YDD_b'dir. YDD_f ve YDD_b'nin toplamları, ölçülen veya MC benzeşimiyle elde edilen YDD'ye eşittir. Literatürde, kalem huzme yaklaşımı ile YDD eğrilerinin benzeşimine yönelik çalışmalar mevcuttur [15, 16, 40-42, 56]. Çalışmalardan bazıları YDD

eğrilerini sadece ileri yönlü saçılmalardan ibaret olacak şekilde modellemiştir [15, 16, 56]. Literatürde, YDD eğrilerini ileri ve geri saçılan doz bileşenlerinin toplamı şeklinde modelleyen çalışmalar da mevcuttur [40-42]. Birincil radyasyonun geliş yönüne göre daha derindeki bir dokudan daha yüzeysel bir dokuya olan geri saçılma katkısını tespit etmek için MC yöntemi kullanılarak benzeşimler yapılmıştır. Benzeşim için fantomlar tanımlanmıştır. Tanımlanan fantomlar 1 cm kalınlığında voksellerden oluşmaktadır ve n+1 tane fantom vardır. Fantomun toplam kalınlığı n+1 cm'dir. En altta bulunan 1 cm kalınlığındaki n+1. fantom levhası varken yapılan benzeşimde n. fantomun orta noktasında soğrulan doz $D_{n+1}(n)$ 'dir. Benzeşimde kullanılan fantomun en altında bulunan 1 cm kalınlığındaki tüm vokseller kaldırıldığında 1 cm'lik bir levha kaldırılmış olur. Bu levha kaldırıldıktan sonra yapılan yeni benzeşimde n. fantomun orta noktasında soğrulan doz $D_n(n)$ 'dir. MC yöntemi ile hesaplanan bu iki doz değeri arasındaki fark 1 cm'lik levhanın geri saçılma derin doz kernelidir (GSDDK). Bu değer aynı zamanda kernelin 1 cm'deki değeridir ve Eşitlik 31'deki gibi ifade edilir. Böylece (n+1) cm kalınlığındaki fantomda n cm derinlikteki merkezi doz ile n cm kalınlığında n cm derinlikteki merkezi doz arasındaki fark GSDDK ilk değerini vermektedir.

$$GSDDK(1) = D_{n+1}(n) - D_n(n) \quad 31$$

Bu değer ilk 1 cm'lik levha için $D_{n+1}(n)$ 'in yaklaşık %2'sine denk gelmektedir. Mevcut benzeşimlerde belirsizlik %0,5'in altında tutulmuştur. Eşitlik 31'dekine benzer şekilde en alttaki levhanın 2 cm yukarıdaki levhaya doz etkisi,

$$GSDDK(2) = D_{n+1}(n-1) - D_n(n-1)$$

şeklinde hesaplanabilir. Kaldırılan (n+1). levhanın kendisinden i kadar yukarıdaki levhanın merkezinde soğrulan doza katkısı Eşitlik 32'deki şekliyle genelleştirilebilir.

$$GSDDK(i) = D_{n+1}(n-i+1) - D_n(n-i+1) \quad 32$$

MC yöntemi istatistiksel bir yöntemdir ve sonuçları belirsizlik içerir. Her ne kadar benzeşim sonuçlarındaki belirsizlikler %0,5'ten küçük olsa da bu belirsizlik $D_{n+1}(n-1) - D_n(n-1)$, $D_{n+1}(n-2) - D_n(n-2)$ gibi geri saçıcı fantoma göre daha uzaktaki levhalarda anlamlı hale gelmektedir. Sonuçta, doz farklılıklarının eldesinde parazit

oluşmasına neden olmaktadır. Belirsizliklerden kaynaklı bu etkiyi azaltmak için her seferinde son 1 cm'lik kesit kaldırılmış ve benzeşimler tekrar hesaplatılmıştır. Her bir kaldırılan levha için elde edilen GSDDK değerlerinin ortalaması alınarak istatistiki gürültü azaltılmıştır.

Saçıcı kernelden uzaklaştıkça artan belirsizlik sorununun üstesinden gelmek ve istatistiki belirsizliği azaltmak için beş levha kaldırılmıştır. Her bir levha için Eşitlik32'deki kernel elde edilmiştir. Elde edilen her kernel, geri saçıcı levhanın dozuna bölünerek normalize edilmiştir. Normalize edilen beş kernelin ortalaması alınmıştır. GSDDK'in her bir değeri, Eşitlik 33 ile hesaplanabilir. Ayrıca gantri uzayında diverjansa bağlı değişimi ortadan kaldırmak için Eşitlik 34 ile verilen ters kare düzeltmesi yapılmıştır.

$$GSDDK(i) = \frac{D_{20}(n)^*}{5} \sum_{n=20}^{16} \frac{D_n(n-1)^* - D_{n-i}(n)^*}{D_n(n)^*} \quad 33$$

$$i=[1,10]$$

$$D(n)^* = D(n) \times \frac{(100+n)^2}{100^2} \quad 34$$

Benzeşimler, su, akciğer ve kemik dokuları için yapılmıştır. Su, akciğer ve kemik için bu kerneller elde edildikten sonra dikkate alınması gereken bir başka öge, geri saçılma kernellerinin birbiri ile ilişkilendirilmesidir. Bu amaçla, heterojenitenin düzensiz hesaplama adım genişlikleri oluşturulmuştur. 1 cm adım aralıklarıyla elde edilmiş kernellerin farklı adım aralıklarında da kullanılabilmesi için Eşitlik 35 kullanılmıştır.

$$D(z) = \sum_{i=0}^{\infty} \Phi(i\Delta z) \Delta z k(z - i\Delta z) \quad 35$$

3.4. Deneysel Verilerin Eldesi ve Monte Carlo Benzeşim Sonuçları ile Karşılaştırılması

MC modellemesi sonucunda elde edilen sonuçlar üç ana başlık altında toplanmaktadır. Bunlar, kernel üretiminde kullanılan MC benzeşimlerinin geçerliliklerinin incelenmesi, homojen ortamlar için elde edilen benzeşim sonuçlarının incelenmesi ve heterojen ortamda doz hesabının yapılmasıdır.

Ancak, bu bölümlerdeki detayları aktarmadan önce bahsedilmesi gereken konu, FFF'lerin enerji spektrumlarının FF'lerin enerji spektrumuna kıyasla uzaysal değişimlerinin daha az olmasıdır. Bu kavram, çalışmanın temellini oluşturan varsayımın doğruluğunun göstergesidir. Kernellerin eş derinlikte uzaysal değişmezliği varsayımı, FFF enerjilerinde FF enerjilerine göre daha kabul edilebilir bir varsayımdır. Bu amaçla, fantom yüzeyinde, SSD 100 cm'de ki FFF ışın huzmelerinin enerji spektrumu ile FF ışın huzmelerinin enerji spektrumları MC benzeşimi kullanarak hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır.

3.4.1. Su İçin Elde Edilen MC Benzeşimi Sonuçlarının İncelenmesi

MC benzeşiminin başarısını değerlendirmek amacıyla suda ve havada ölçümler gerçekleştirilmiştir. Suda yapılan ölçümler doz profili, yüzde derin doz ve verim ölçümleridir. Havada ise profil ölçümü gerçekleştirilmiştir. Ölçümler için PTW marka MP3 M model su fantomu ve PTW'nun geliştirdiği Mephiysto_mcc 2.0.1 programı kullanılmıştır. Ölçümlerde iyon odası ve yarı iletken silikon dedektör olmak üzere iki farklı dedektör kullanılmıştır. İyon odası olarak PTW marka 31010 model 0,125 cm³ hacimli semi-flex iyon odası ve diyot dedektör olarak SunNuclear markaEdge dedektör kullanılmıştır.

Ölçülen ve benzeşimden elde edilen YDD verilerini karşılaştırmak amacıyla ulusal ve uluslararası kuruluşlar ile doğrusal hızlandırıcı üreticisi firmalar tarafından YDD analizi için tavsiye edilen aşağıdaki parametreler kullanılmıştır.

R₁₀₀: Z_{mak} ya da d_{mak} olarak bilinen dozun en yüksek olduğu yani YDD değerinin %100 olduğu derinliktir.

R₈₀: YDD'nin %80 olduğu derinliktir.

R₅₀: Dozun yarıya indiği YDD'nin %50 olduğu derinliktir.

D₁₀: 10 cm derinlikteki YDD değeri.

D₂₀: 20 cm derinlikteki YDD değeri

D₂₀/D₁₀: 20 cm derinlikteki YDD değerinin 10 derinlikteki YDD değerine oranıdır. Işın kalitesinin bir göstergesidir.

Mevcut YDD analiz kriterlerinin yanı sıra gama analizi yöntemi de karşılaştırma için kullanılmıştır. Gama analizi kriterleri olarak 1 mm %1 global doz farkı kullanılmıştır. YDD eğrilerinin karşılaştırmasında olduğu gibi, profiller için de

karşılaştırma yapılırken gama analizi kullanılmıştır. Profillerin karşılaştırılması esnasında gama analizi kriterleri olarak 1 mm %1 global doz farkı kriterleri kullanılmıştır.

3.4.2. Sudan Farklı Ortamlar İçin Elde Edilen MC Benzeşimi Sonuçlarının İncelenmesi

Kemik ve akciğer dokusu için deneysel olarak YDD ve doz profili verisi elde etmek mümkün değildir. Bu nedenle ilgili dokulara ait doz verisi MC benzeşimi ile elde edilmiştir. MC benzeşimi ile elde edilen sonuçlar ise Varian firması tarafından geliştirilen Eclipse tedavi planlama sisteminden elde edilen sonuçlar ile karşılaştırılmıştır. Bu sistemde foton huzmeleri için doz hesabı yapan üç adet algoritma vardır. Bunlar KHA, Analitical Anisotropic Algorithm (AAA) ve Acuros algoritmasıdır. Eclipse'te bulunan KHA ölçülen verilerden yola çıkarak KHK'ler üretir. Bu nedenle, üretilen kerneller ölçümde kullanılan detektörün hacminden ve karakteristiğinden etkilenirler. Yoğunluk düzeltmesini faktör tabanlı (Bölüm 4.3 Yoğunluk Düzeltmeleri kategori 1-2) yaparlar. AAA'da doz hesaplamasını KHA ile yapar. Eclipse'te bulunan KHA'nda farklı olarak AAA algoritması linak modeli kullanır. Linak modeli daha önceden hesaplatılmış verilerin ölçümlerle uyuşacak şekilde ağırlıklarının değiştirilmesi ile sağlanır. Doğrusal hızlandırıcıya ait fiziksel parametrelerin bulunduğu cihaz kütüphanesi faz-uzayı verisi oluşturulması esnasında kullanılır. Oluşturulan bu faz-uzay modeli de doz hesaplaması esnasında kullanılır. AAA soğrulan dozu üç ayrı bileşenin toplamı olarak çözer. Bunlar, birincil radyasyondan kaynaklanan, elektron kontaminasyonundan kaynaklanan ve foton kontaminasyonundan kaynaklanan dozlardır.

Aynı yaklaşım Acuros algoritmasında da vardır. AAA'de olduğu gibi Acuros algoritması içinde aynı kütüphaneler kullanılarak faz-uzayı verileri oluşturulur. Ancak, AAA doz hesabında kalem huzme modeli kullanırken Acuros doğrusal Boltzmann taşınım denklemini sonlu elemanlar metodu ile çözer. Acuros foton demetleri ve etkileşimler sonucunda oluşan elektron demetleri için taşınım denklemlerini çözer. Taşınım denklemlerini çözmek için foton ve elektron tesir kesiti bilgilerine ihtiyaç duyar. Acuros algoritması sadece suya ait foton ve elektron tesir kesitini kullanarak da hesaplama yapabilir. Bu durumda heterojenite düzeltmesini göreceli elektron yoğunluğu bilgisi kullanarak yapar. Bu yaklaşımda

algoritma her şeyi farklı yoğunluklardaki su olarak değerlendirir. Bu yaklaşım kaynaklarda “dose to water” olarak geçer. Sudaki doz yaklaşımında kemik 1,75 gr/cm³ yoğunluğunda su, akciğer de 0,25 gr/cm³ yoğunluğunda sudur. Acuros algoritması farklı malzemelere ait foton ve elektron tesir kesitlerini birlikte kullanabilir. Acuros heterojen ortamlarda, ilgili ortama ait tesir kesiti bilgilerini kullanarak çözüm yapar. Böylece etkileşimler sonrası saçılmalar veya soğurulmalar suya göre değil etkileşimin gerçekleştiği ortama göre hesaplanır. Farklı malzemelere ait tesir kesiti bilgileri malzeme kütüphanesinde bulunmaktadır. Dozun ortama göre hesaplanması kaynaklarda “dose to medium” olarak geçer. Bu özelliği kullanarak doz hesabı yapan başka ticari algoritmalar da vardır. Sonuç olarak, ortamdaki doz yaklaşımı etkileşimlerin gerçekleştiği ortama ait tesir kesiti bilgilerini kullandığı için sudaki doz yaklaşımına göre avantaja sahiptir. Bu avantaj heterojen ortamlarda daha doğru doz hesaplaması yapabilmesidir.

4. KALEM HUZME KERNELLERİNİN ELDESİ VE DOZ HESAPLAMASI

Bu çalışmada düzleştirici filtresiz enerji için homojen olmayan ortamlarda etkin ve hızlı çalışacak bir KHK üretilmek istemiştir. Çalışma konusu olarak düzleştirici filtresiz enerjinin seçilmesinin birkaç temel nedeni bulunmaktadır. Bunlardan ilki, bu enerjilerde ışın merkezinden uzaklaştıkça düzleştirici filtrenin olmayışından dolayı enerji spektrumunda değişim aynı şartlar altında filtre bulunan enerjilere kıyasla, oldukça azdır ve ihmal edilebilir düzeydedir. Ayrıca, KHA ile filtreli enerjiler için doz hesabı yaparken kullanılan eş derinlikteki kernellerin aynı olması gerektiğine dair öneriler, filtresiz enerjilerde spektrumunun değişimi daha az olduğu için daha gerçekçi bir yaklaşım olur.

4.1. Kalem Huzme Doz Hesabı Programı

“z” derinliğindeki “x, y” noktasındaki doz değeri Eşitlik 36’da verilmektedir. Kullanılan KHK’leri ile EDF hesaplanmaktadır.

$$D(x, y, z) = YDD(x', y', A_{ed}, z) \times VF(A_{ed}) * EDF(x, y, z) \quad 36$$

Konvolüsyon hesaplamaları Eşitlik 37’de gösterilmektedir.

$$EDF(x, y, z) \approx \left(\frac{SSD_{ref}}{SSD+z} \right)^2 \int_{y_1}^{y_2} \int_{x_1}^{x_2} k(x \rightarrow x', y \rightarrow y', z) \Phi(x', y', 0) dx' dy' \quad 37$$

Hesaplamalar, fan-line sistemine göre yapılmaktadır. Hesaplama sonucu elde edilen değerler ters kare düzeltmesi ile gantri sisteminde EDF’ye dönüştürür. EDF hesap süresini kısaltmak için kernel 2 boyutlu olarak hesaplanmıştır. İki boyutlu bir kernel aynı zamanda tek bir noktaya gelen huzmeden dağılan dozdur. Bu iki boyutlu FSPB’nin merkezi kernelin merkezi kabul edilir. İlgili noktaya ait fluens (Φ) değerleri ile çarpılır ve istenilen doz, hesap düzlemi üzerinden süperpoze edilir. Böylece “z” derinliğindeki EDF değerleri elde edilmiş olur (Eşitlik 38,39,40).

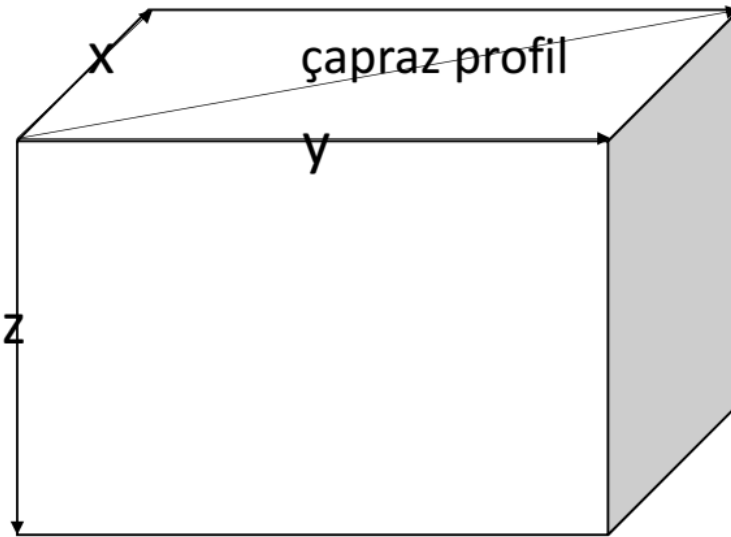
$$FSPB(i, j, z) = k(0 \rightarrow i, 0 \rightarrow j, z) \quad 38$$

$$FSPB_{x,y} = \Phi(x, y) * FSPB(i, j, z) \quad 39$$

$$D(x, y, z) = \sum_{m=1}^A \sum_{n=1}^B FSPB_{x,y}$$

40

Fluens $\Phi(r)$ havada, kaynaktan 100 cm uzaklıkta yapılan ölçümler ile ya da MC benzeşimi ile elde edilebilir. Kaynaktan 100 cm uzaklıkta ölçülmesinin nedeni bu mesafede fantom yüzeyinin başlamasıdır. Bu çalışma kapsamında her iki yöntemde kullanılarak fluens değeri bulunacaktır. Deneysel yöntemde, 0,125 cm³ PTW marka semi-flexmodel iyon odası ile su fantomu düzeneği kullanılarak havada ölçüm alınacaktır. Ölçümler için alan boyutu, 40 cm x 40 cm olacak şekilde ayarlanacaktır; su fantomunun yazılımı ve mekanizması vasıtasıyla çapraz yönde (karşılıklı köşegenler arasında) 2,5 mm aralıklarla alınacaktır. Çapraz ölçüm yönü, Şekil 4.1'de gösterilmektedir.



Şekil 4.1. Su fantomu ölçüm yönlerinin görseli

Diğer taraftan, MC yöntemi ile hesaplanan verileri kullanarak da fluens değerlerini elde etmek mümkündür. Bu durumda, ilgili faz-uzayı verisinden BEAMDP programı ile üretmek mümkündür.

Doz hesaplaması A cm x B cm ışınlama alanı üzerinden tam konvolüsyon integrali çözmek yerine, kernelin sınırlı alanda oluşturduğu doz dağılımının tüm alan üzerinden ilgili fluenslerle çarpılıp toplanmasıyla (Eşitlik 39) yapılmıştır. Çalışmada sonlu kernel boyutu 10 cm x 10 cm ve 20 cm x 20 cm olarak seçilmiştir.

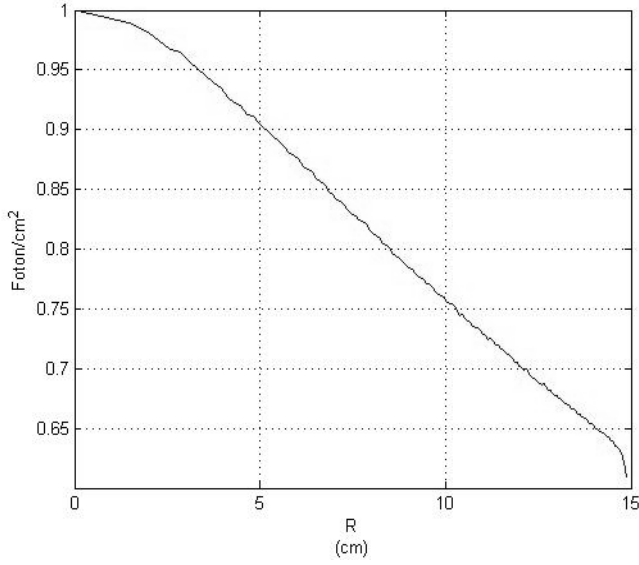
Sonuç olarak;

- Kernel iki boyutludur. Kernel M tek sayı olmak kaydıyla MxM'lik bir matristir. Şekil 4.2'de yoğunluk düzeltmesi dahil edilmemiş kernel matrisinin gösterimi bulunmaktadır. Matrisin merkezindeki değer K ((M+1)/2, (M+1)/2) kernel fonksiyonun 0'da aldığı değerdir. Kernel matrisini her bir noktası merkez noktaya olay mesafesine göre farklı bir değer alır. Burada adım genişliği 2,5 mm olarak kabul edilmiştir. Yani x ve y yönlerinde her bir değer arasındaki mesafe 2,5 mm. Mevcut haliyle kernel radyal simetriktir. Voksel boyutlarının yeterince küçük olduğu kabul edilmiş ve voksel merkezinin koordinat değerinin vokseli temsil ettiği kabul edilmiştir.

	$f(r)$			$f(\sqrt{i^2 + j^2})$
\ddots	\vdots	\vdots	\vdots	\ddots
...	$f(\sqrt{2})$	$f(1)$	$f(\sqrt{2})$...
...	$f(1)$	$f(0)$	$f(1)$...
...	$f(\sqrt{2})$	$f(1)$	$f(\sqrt{2})$...
\ddots	\vdots	\vdots	\vdots	\ddots
			$f(r)$	

Şekil 4.2. Yoğunluk düzeltmesi dahil edilmemiş bir kernel matrisinin gösterimi

- Fluens değerleri diyagonal düzlemde elde edilmiş tek boyutlu verilerdir. Işınlanan bir alanın merkezinden r kadar uzaklıktaki fluens değeri, fluens vektörünün ilgili mesafedeki değeri kullanılarak hesaplanır. Şekil 4.3'de MC yöntemi ile hesaplanan 6MV FFF fluensi verilmektedir.



Şekil 4.3. MC yöntemi ile elde edilmiş 6 MV FFF fluensi

-MxM'lik kernel matrisi, ışınlanan AxA'lık alan üzerindeki her bir noktaya ait fluens değeri ile çarpılır. Çarpımlar sonucu elde edilen değerler doz matrisine kaydedilir. Böylece keyfi bir noktaya gelen huzmenden dağılan doz hesaplanmış olur. Bu hesap tüm noktalar için tekrarlandığında doz dağılımı elde edilir.

4.2. Kalem Huzme Kernellerinin Belirlenmesi

Bir algoritmanın YART optimizasyonu esnasında kullanılabilmesi için algoritmanın makul doğrulukta çalışan hızlı bir algoritma olması gerekmektedir. Bu kapsamda kernel fonksiyonu olarak önceden yapılmış çalışmalarda etkinliği gösterilmiş Eşitlik 41'deki eksponansiyel toplamlar kullanılmıştır. A_i , kernel sabiti ve a_i , yatay saçılma zayıflama katsayılarıdır. N ise eksponansiyel adetidir.

$$k(r, z) = \sum_{i=1}^{i=N} A_i e^{-a_i r} \quad 41$$

Çalışmanın amaçlarından biri de hızlı hesap yapan bir algoritma geliştirmektir. Hesaplama süresini azaltmak için en temel yöntem, hesaplanacak öge sayısını azaltmak olacaktır. Bu nedenle, eksponansiyel eleman sayısı (N), 2 olarak belirlenmiştir. İki eksponansiyel elemanlı kernel ile yeterli hassasiyette hesaplamalar yapılabileceği düşünülmüştür. Eşitlik 41'deki eksponansiyel terim sayısı ikiye indirildiğinde Eşitlik 42 elde edilmektedir. Eşitlik 42'de 'z' alt indisli parametrelerin derinliğe bağlı değişimi gösterilmektedir.

$$k(r, z) = A_z e^{-a_z r} + B_z e^{-b_z r}$$

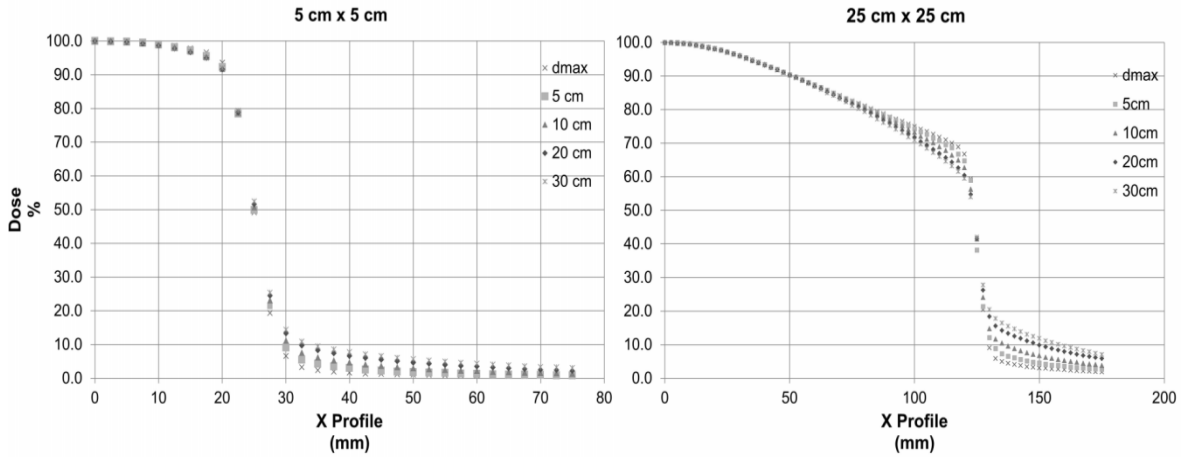
42

Hesaplama sonrasında doz dağılımı en yüksek doz noktasına normalize edileceğinden A_z parametresi ihmal edilmekte ve böylece Eşitlik 43 elde edilmektedir.

$$k(r, z) = e^{-a_z r} + B_z e^{-b_z r}$$

43

Şekil 4.4, 5 ve 25 cm kare alalara ait ters kare düzeltmesi yapılmış doz profillerinin grafikleridir. Doz profilleri farklı derinliklerde ölçülmüştür. Grafikler profillerin derinliğe bağlı değişimi göstermektedir. Şekil 4.4'deki filtresiz enerjinin doz profiline derinliğe bağlı değişimi, Şekil 1.8'deki filtreli enerjinin profiline derinliğe bağlı değişimine göre daha azdır.



Şekil 4.4. 5 ve 25 cm kare alanların ters kare düzeltmesi yapılmış doz profillerinin derinliğe bağlı değişimi

Filtreli enerjilerin farklı derinlikteki doz dağılımlarını KHA ile hesaplarken her derinlik için farklı kernel zayıflama katsayısı kullanılmaktadır. Ancak bu çalışmada FFF enerjilerinde her derinlik için ayrı kernel zayıflama katsayısı kullanmaya gerek olmadığı varsayılmaktadır. Kernel zayıflama katsayılarının her derinlik için aynı olduğu kabulü ile FFF enerjilerinde yeterli hassasiyette hesap yapılabilir. Bu durumda, hesaplamalarda kullanılacak olan kernelin son hali, Eşitlik 44'deki gibi olur.

$$k(r, z) = e^{-ar} + B_z e^{-br}$$

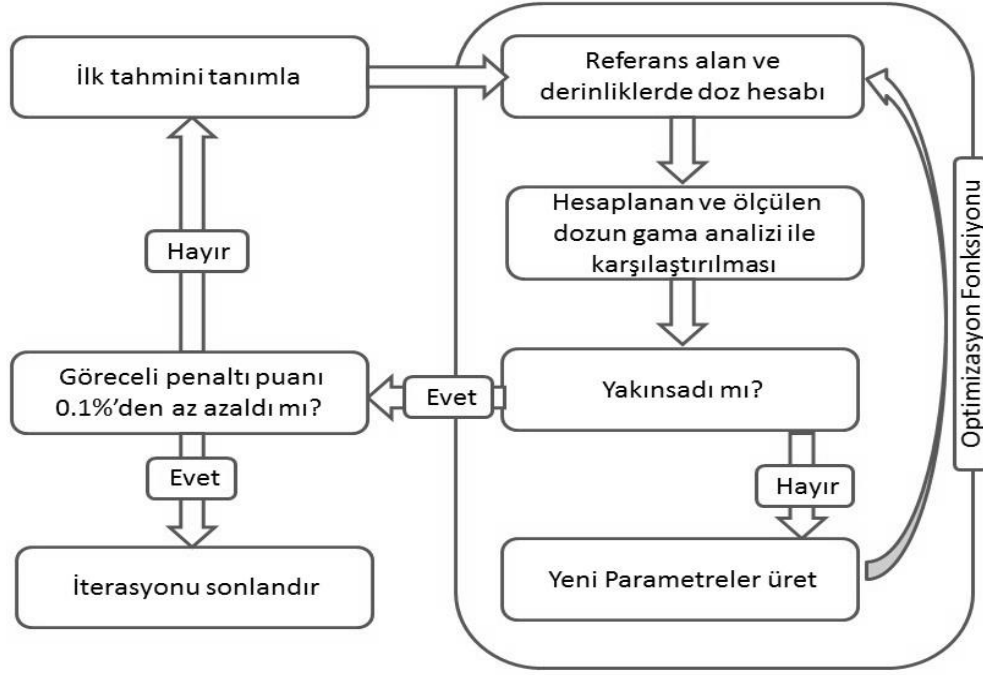
44

4.3. Kalem Huzme Kernellerinin Homojen Ortam İçin Türetilmesi

Mevcut çalışma için ön görülen kernel, birden fazla eksponansiyel terimin toplamıdır. Kerneller kullanılarak hesaplanacak doz ile 5 farklı derinlikte yapılan ölçümler uyumlu olmalıdır. Her kernel parametresi optimizasyon sürecinde bulunmaya çalışılan bir değişkendir ve eş zamanlı olarak bulunmaları gerekir. Eş zamanlı olarak bulunması gereken değişken sayısı birden fazla olduğu için çözülmeye çalışılan optimizasyon problemi çok değişkenli problemler sınıfındadır. Çok değişkenli optimizasyon problemleri kısıtlamalı veya kısıtlamasız olarak çözülebilir. Optimizasyonda çözülmeye çalışılan problem süreksizlikler içermektedir ve optimizasyon yöntemi süreksiz sistemlerin çözümünde etkili olmalıdır. Bu sayede daha küçük ceza puanlarına yakınsamak mümkündür.

Yapılan çalışmalarda kernel parametreleri derinliğe bağlı olarak değişmektedir. Farklı derinliklerde elde edilen kerneller farklı parametre değerlerine sahiptir. Bu çalışmada, düzleştirici filtresiz enerjilerde kernel parametreleri mümkün olduğunca derinlikten bağımsız hale getirilmeye çalışılacaktır. Bu amaç doğrultusunda, önerilen kernele ait parametreler her derinlik için ayrı ayrı üretilmek yerine tüm sistemi kapsayacak şekil üretilecektir. Tüm sistem için tek bir kernel üretmek amacıyla kullanılacak veriler, Milan-Bentley istiflenme modelindeki derinliklerde elde edilen doz profil verileridir. Doz profil verilerinin ait olduğu derinlikler 1,3, 5, 10, 20 ve 30 cm'dir. Ayrıca kernellerin farklı alan boyutlarında da etkin çalışması gerekmektedir. Bunu sağlamak amacıyla, 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm'lik alanlara ait doz profil verileri kullanılacaktır. Toplamda 3 alan için beş farklı derinlikte 15 doz profil eğrisi kullanılacaktır. Fantom yüzeyindeki fluens kullanılarak iki boyutlu ayırık konvolüsyon integrali hesaplanmış ve sonuç olarak iki boyutlu doz dağılımı elde edilmiştir. Toplamda 15 farklı iki boyutlu doz dağılımları hesaplanmıştır. Hesaplanan doz dağılımlarından doz profilleri elde edilmiş ve ölçüm veya MC benzeşimi ile elde edilen profillerle gama analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma sonucu elde edilen gama analizi skoru, optimizasyon için penaltı fonksiyonu skorudur. Önerilen kernelin parametreleri gama analizi skorunu en aza indirecek şekilde optimizasyon yapılmıştır.

Kernel parametrelerini hesaplayan program için KHA ile doz hesabı yapan program ve gama analizi yöntemi ile doz dağılımlarını karşılaştıran program birleştirilmiştir. Böylece kernel katsayılarını hesaplayan optimizasyon programı oluşturulmuştur. Oluşturulan optimizasyon programı ile ölçülen 15 profile en yakın doz profillerini hesaplayan kernel parametreleri belirlenmiştir. Kernel parametresi belirleme işleminde optimizasyon algoritması olarak MATLAB optimizasyon kütüphanesinde bulunan fminsearch algoritması kullanılmıştır. Fminsearch çok değişkenli, kısıtlamasız, türevsiz bir algoritmadır. Fminsearch'ün seçilmesinin nedeni süreksiz ortamlarda başarı sağlanması için tasarlanmış bir optimizasyon yöntemi olmasıdır. Ancak bu optimizasyon algoritmasının dezavantajı yerel maksimum ve minimumlara takılmasıdır. Bu sorunun üstesinden gelmek için Şekil 4.5'deki iteratif şema ile optimizasyon birden fazla kez tekrarlatılmıştır. Tamamlanan her bir optimizasyon hesabında elde edilen parametreler başlatılan yeni optimizasyon hesabının ilk değerleridir. Optimizasyonda ceza fonksiyonu olarak global gama analizi yöntemi kullanılmıştır. Eşik değeri olarak merkez noktadaki dozun %10'u seçilmiştir. Gama değeri 1'in altında olan noktalar yakınsanmış kabul edilmektedir. Yakınsama hedefi olarak, ölçüme dayalı verilerde, gama analizi kriteri olarak 1 mm %1 doz farkı kullanılmaktadır. MC benzeşimi ile elde edilen doz profilleri kullanılarak üretilen kernellerde ise kriter olarak 1 mm %2'lik doz farkı kullanılmaktadır. MC benzeşiminde %2 doz farkı seçilmesinin sebebi, MC benzeşiminden gelen ek hesaplama belirsizliktir. Bu belirsizlikler istatistikî belirsizlikler, ızgara boyutu kaynaklı belirsizlikler, modellemedeki öğelerden kaynaklı belirsizliklerdir. Gama değeri 1'den büyük sonuçlar kayıt altına alınmaktadır. Modellenen noktalara ait kaydedilen bu sonuçların toplamı ilgili optimizasyon adımının yakınsama sonucunu vermektedir.



Şekil 4.5. Optimizasyon akış diyagramı

Belirlenen ilk tahmin değerleri ile birinci optimizasyon başlatılmıştır. İlk optimizasyon ile kernel parametrelerinin yakınsadığı sonuçlar hesaplanmıştır. Elde edilen parametreler ile optimizasyon tekrar başlatılmış ve bir sonraki adımdaki yakınsama değeri ve parametreler elde edilmiştir. Elde edilen yakınsama sonucu ile önceki adımda elde edilen yakınsama sonucu arasındaki hata %0,1'in altında ise iteratif optimizasyon işleminin yakınsandığı kabul edilmiştir.

4.4. Kalem Huzme Kernellerinin Heterojen Ortam için Hesaplanması

Bu aşamada amaç heterojen ortamlarda etkin çalışacak kernellerin üretilmesidir. Kernellerin parametreleri ve eleman sayıları en az olmalıdır. Heterojenite için kullanılan ortamlar, su, akciğer ve yoğun kemik dokusudur. Üretilen kerneller bu üç ortamda da etkin çalışmalıdır. Heterojen ortamlar için kernel üretirken karşılaşılan ilk sorun, farklı ortamlarda kernellerin hangi derinlikteki profillerin baz alınarak üretilmesidir. Bu sorunun kaynağı kernel ile alan kenarındaki yarı gölge arasındaki yakın ilişkidir. Yarı gölge genişlikleri derinlik ve derinliğe bağlı etkileşime giren foton miktarının artmasıyla artar. Derinliğe bağlı geometrik yarı gölge değişimi doz hesabında fan-line sisteminin kullanılmasıyla ihmal edilebilir. Radyasyon etkileşimlerine bağlı yarı gölge genişlikleri arasındaki farkın azaltılması

ile kernel parametreleri benzer hale gelir. Bu farkı azaltmak için radyolojik derinlik kavramından yararlanılmış ve zayıflama katsayıları ile eşdeğer derinlikler hesaplanmıştır.

Farklı maddelerden oluşan homojen ortamlarda yarı gölge genişliklerinin birbirine yakın olduğu eşdeğer derinlikler hesaplanmıştır. Bu hesaplama için 100 keV'den 6 MeV'e kadar olan foton enerjilerinde kütle zayıflama katsayıları ve enerji zayıflama katsayıları kullanılarak Çizelge 4.1 oluşturulmuştur. Bu çizelgeyi oluşturmak için gerekli veriler National Institute of Standard and Technologies (NIST)'in internet sayfasından [57-59] elde edilmiştir. Bahsi geçen ortamlar için sudaki referans derinliğe karşılık gelen ortalama derinlik değeri, 200 keV'den 6MeV'e kadar olan zayıflama katsayıları ile hesaplanan değerlerin ortalamasıdır. Bu değerler ile ortalama değer arasında en büyük fark ise çizelgede "En Büyük Fark" olarak adlandırılmıştır. Başka bir ifade ile, ilgili enerji aralığında 200 keV'den 6 MeV'e kadar olan her bir enerji aralığı için suda 10 cm derinlikteki zayıflama oranı akciğer ve kemikte kaç santimetrede gerçekleşmektedir sorusu sorulmuştur. Bu sorunun cevabı ilgili enerjilerin soğurma katsayıları kullanılarak hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değerlerin ortalamaları Çizelge 4.1'de ortalama değer olarak verilmektedir. Bu değerlerden ortalamaya en uzak olan değer ise "En büyük fark" olarak ifade edilmiştir.

Milimetre mertebesindeki değişikliklere bağlı olarak elde edilecek profilin yarı gölge değerlerini milimetrenin çok çok altında değişecek olması nedeniyle ilgili ortamda eşdeğer derinliklerdeki milimetre mertebesindeki farklar ihmal edilebilir. Bu değişim, kernel eldesinde anlam ifade edebilecek mertebede değildir. Su için kernel eldesinde 1,3, 5, 10, 20 ve 30 cm derinliklerdeki profiller kullanılırken bahsedilen nedenlerden dolayı akciğer ve kemikte farklı derinlikler kullanılacaktır.

Çizelge 4.1'de verildiği üzere akciğer için kernel eldesinde kullanılacak profil derinlikleri 5, 19,1, 38,1, 76,3 ve 114,4 cm'dir. Benzer şekilde, kemik için kernel eldesinde kullanılacak profillerin elde edildiği derinlik 0,7, 2,7, 5,5, 11 ve 16,5 cm olacaktır.

Çizelge 4.1. 200 keV-6 MeV arası zayıflama ve enerji soğurulma eşdeğer derinlikleri

Sudaki Referans Derinlik			Derinlik 1 (cm)	Derinlik 2 (cm)	Derinlik 3 (cm)	Derinlik 4 (cm)	Derinlik 5 (cm)
			1,3	5,0	10,0	20,0	30,0
Akciğer	Kütle Zayıflama	Ortalama	5,0	19,1	38,1	76,3	114,4
		En Büyük Fark	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1
	Enerji Zayıflama	Ortalama	5,0	19,1	38,1	76,3	114,4
		En Büyük Fark	0,0	0,0	0,1	0,2	0,3
Kemik	Kütle Zayıflama	Ortalama	0,7	2,7	5,4	10,8	16,2
		En Büyük Fark	0,0	0,1	0,2	0,5	0,7
	Enerji Zayıflama	Ortalama	0,7	2,7	5,5	11,0	16,5
		En Büyük Fark	0,1	0,5	1,1	2,2	3,3

Farklı yoğunluklar içinde elde edilecek kernel, Eşitlik 44'deki kernel ile aynı olacaktır. Yoğunluğa bağlı katsayılardaki değişim göz önünde bulundurulduğunda düzeltilmiş kernel, Eşitlik 45 şeklinde ifade edilebilir.

$$k(r, z, \rho) = e^{-a\rho r} + B_{z,\rho} e^{-b\rho r} \quad 45$$

Aynı derinlikte Eşitlik 45'deki kernel kullanılarak hesap yapıldığında, hesap yapılan alan merkezi için her yoğunlukta farklı değer elde edilecektir. Farklı alan boyutu ve yoğunluklar için alan merkezindeki integralin değeri $I(0, 0, z, \rho)$ olsun. Bu değer ile kernel arasındaki ilişkiyi Eşitlik 46'daki gibi ifade edebiliriz. 'I' integral değeri her alan, derinlik ve yoğunluk için önceden hesaplanarak çizelge verisi olarak ana hesaplama programında kullanılmak üzere saklanacaktır.

$$I(0, 0, A_{eq}, z, \rho) = \int_{y_1}^{y_2} \int_{x_1}^{x_2} k(x' \rightarrow 0, y' \rightarrow 0, z, \rho) \Phi(x', y') dx' dy' \quad 46$$

Farklı yoğunlukların bulunduğu derinliklerde yatay saçılmanın tutarlı bir şekilde hesaplanabilmesi için kerneller normalize edilmelidir. Bu normalizasyon için

merkezi eksen integral değerleri kullanılacaktır. 'I' integral değeri ile normalize edilen bir konvolüsyon integralinin alan merkezindeki değeri 1 olacaktır. Homojen ortam gibi tek bir kernelin kullanıldığı durumlarda ilgili derinlikteki değer, YDD değeri, verim faktörü ve MU ile çarpılarak doz elde edilir. Ancak, farklı kernellerin aynı derinlikte kullanılması için ek düzeltme faktörüne ihtiyaç vardır. 10 x 10 cm² eşdeğer kare alanda ışınlanan sudaki dozlar ile, akciğer dokusunda 10 cm derinlikteki dozlar farklıdır. Sonuç olarak, belirli bir bölgesi su belirli bir bölgesi akciğer olan bir kesitte, bu dokulardan merkezi noktaya gelecek saçılmalarda farklı olacaktır. Bu nedenle, ilgili derinlik için kernellerin önüne Eşitlik 47'deki gibi yoğunluk faktörü (YF) eklenmelidir. Ayrıca, kernelin üretildiği ortamdan göre farklı bir ortamda dozun soğurulması durumu hesaba katılmalıdır. Bu işlem (x', y') ve (x, y) noktalarında üslerinin birbirine oranı olarak kernele katılmasıyla sağlanır. Kernelin yoğunluğa bağlı ifadesi Eşitlik 48'de verilmiştir.

$$D(x, y, A_{eq}, z, \rho) \approx \int_{y_1}^{y_2} \int_{x_1}^{x_2} \frac{YF(x', y', A_{eq}, z_{rad}, \rho)}{I(0, 0, A_{eq}, z, \rho)} k(x \rightarrow x', y \rightarrow y', z_{rad}, \rho) \Phi(x', y') dx' dy' \quad 47$$

$$k(x \rightarrow x', y \rightarrow y', z_{rad}, \rho) = \frac{a(\rho)}{a(\rho')} e^{-ar_{rad}} + (B_0 + B_{1z_{rad}} d) \frac{b(\rho)}{b(\rho')} e^{-br_{rad}} \quad 48$$

Hesaplama yapmak istenilen derinlikte birden fazla dokunun bulunduğunu durum için Eşitlik 47 önerilmektedir. Bununla birlikte, ışın ilgili derinliğe gelene kadar farklı yoğunluktaki ortamlardan geçebilir. Bu nedenle, YF derinlik düzeltmesini içermelidir. Yani, YF eksponansiyel bir fonksiyon olarak Eşitlik 49 şeklinde ifade edilebilir.

$$YF(x, y, z) = e^{\int^{-\mu_{Aeq}(\rho) dz}} \quad 49$$

4.5. Radyolojik Mesafe ve Işın İzleme Algoritması

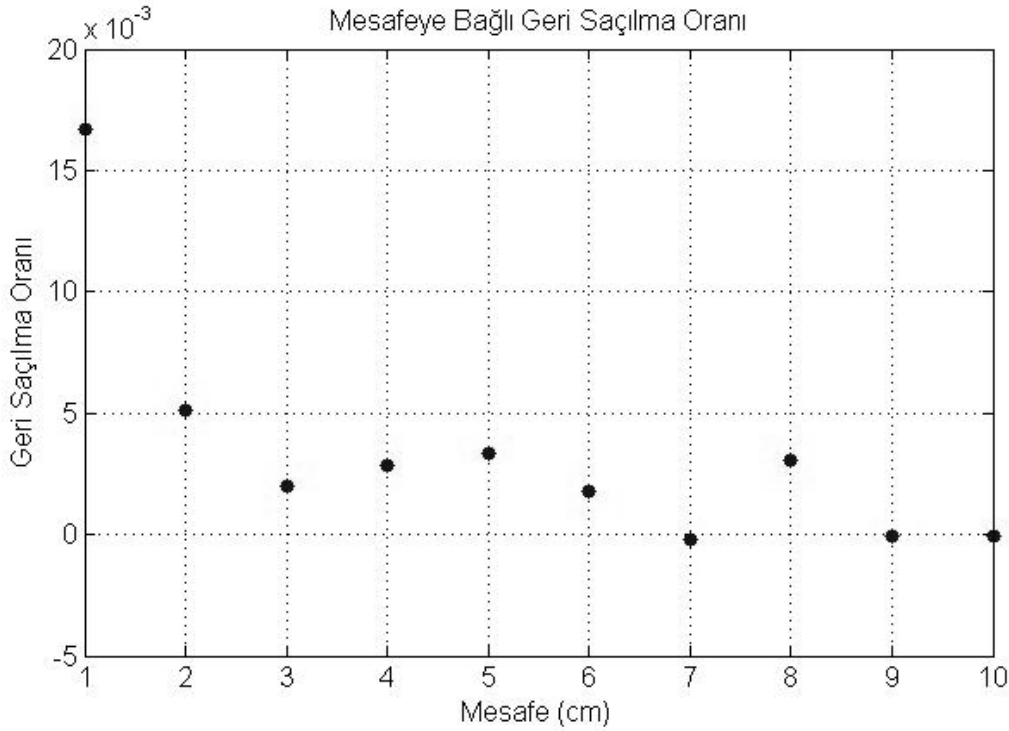
41x41 ve 81x81'lik matris üzerindeki her bir noktanın orta noktaya olan uzaklığı ve geçtiği hücreler içindeki mesafesi hesaplanmıştır. Işının geçtiği bir hücre için radyolojik mesafe ilgili hesap hücresinde, ışının kat ettiği mesafe ve yoğunluğun çarpımıdır. Bu çalışmada radyolojik mesafeler, Eşitlik 27'deki göreceli elektron yoğunlukları yerine farklı yoğunluklar için üretilen kernellere ait zayıflama katsayılarının su için üretilen kernele ait zayıflama katsayı oranı ile çarpılarak Eşitlik 50'deki gibi hesaplanmıştır.

$$r_{rad,n} = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\mu_{su}} \Delta r$$

50

4.6. Yüzde Derin Doz Eğrileri ve Heterojenite Düzeltmesi

Derin doz eğrileri için literatürde farklı heterojenite düzeltmelerine dair çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmada derin doz eğrilerinin eldesinde geri saçılma derin doz kerneli kullanılmıştır. GSDDK'i MC benzeşimleri ile elde edilmiştir. Benzeşimler sonucu elde edilen kernelin grafiği Şekil 4.6'da verilmektedir. Mevcut dağılımdan elde edilen sonuca üstel bir kernel eğrisi uydurulmuştur. Üretilen kernelin farklı hesap ızgara boyutlarındaki çalışma doğruluğu ayırık konvolüsyon integrali yöntemi ile test edilmiştir.



Şekil 4.6. MC yöntemi ile hesaplanmış mesafeye bağlı geri saçılma oranları

Yüzde derin doz ileri saçılan ve geri saçılan olmak üzere Eşitlik51'de ki gibi iki bileşene ayrılmıştır.

$$YDD(z) = YDD_f(z) + YDD_g(z)$$

51

DeneySEL ya da MC benzeşimi ile hesaplanan YDD'den geri saçılma ile bulunan YDD çıkarılarak ileri saçılan YDD_f bulunmuştur (Eşitlik52).

$$YDD_f(z) = YDD(z) - YDD_g(z) \quad 52$$

Geri saçılma eksponansiyel fonksiyon olarak ifade edildiğinde Eşitlik52 ve Eşitlik53'deki gibi yazılabilir. Burada μ MC yöntemi ile hesaplanan geri saçılma verilerinin eksponansiyel eğriye uydurulması ile elde edilmiştir.

$$YDD_f(z) = YDD(z) - \int_{z_{\max}}^{z+\Delta z} YDD(z') a e^{\mu(z-z')} dz' \quad 53$$

Bu şekilde ölçülen YDD'den geri saçılan YDD ayrıştırılarak ileri saçılan YDD bulunmuş olur. İleri doğru saçılan kernel ise Eşitlik54'deki gibi çift eksponansiyel toplamı ile ifade edilebilir.

$$YDD_f(z) = \int_0^z e^{-\mu(z')} (A e^{a(z-z')} + B e^{b(z-z')}) dz' \quad 54$$

Üstel ifadeleri heterojen ortamlarda ayrık konvolüsyon integralinde kullanabilmek için radyolojik derinlik ilgili katsayının su için olan değerine göre Eşitlik55'teki gibi hesaplanmıştır.

$$z_{rad,n} = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\mu_{su}} \Delta z \quad 55$$

4.7. Mutlak Doz Hesabı

Mutlak doz hesabı için keyfi z_{ref} referans derinlikteki kernel integralinin en yüksek değeri saptanmalıdır. Bunun için, Eşitlik 56 kullanılarak z_{ref} derinliğindeki doz dağılımı hesaplanır.

$$EDF(x, y, z) \approx \int_{y_1}^{y_2} \int_{x_1}^{x_2} k(x \rightarrow x', y \rightarrow y', z) \Phi(x', y', 0) YF(x', y', z) dx' dy' \quad 56$$

Hesaplanan doz matrisi üzerinde en yüksek doz değeri bulunur. Bu değer z_{ref} derinliği için daha önceden açık alan için hesaplanmış integral değerleri ile karşılaştırılarak eşdeğer kare alan tespit edilir. Eşitlik 28'deki verim faktörü VF(A) ve YDD(A,z) eşdeğer kare alanı kullanılarak hesaplanabilir. Bu değer in ışınlama miktarı olan MU değeri ile çarpımı dozu verir.

$$D(x, y, z) = MU \times VF(A) \times YDD(A, z_{ref}) \times EDF(x, y, z_{ref})$$

Daha sonrasında merkezi hat üzerindeki derin doz eğrisi $YDD(0,0,z)$ üzerinde Eşitlik 51 kullanılarak iyileştirilmeye gidilir.

4.8.Kalem Huzme Algoritması ile Elde Edilen Doz Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Tedavi planlama sistemleri ve doz hesaplama algoritmalarının doğruluğunu araştırılmasına yönelik yardımcı kılavuzlar ulusal ve uluslararası kuruluşlarca yayınlanmıştır [44, 45, 61]. Tezde algoritma kabulü için takip edilen ana kılavuz IAEA tarafından yayınlan TRS 430'dur [44]. IAEA TRS 430 foton ışını kabulü testi bölümünde (bölüm 9.4.3) foton demetleri için doz hesabı yapan algoritmaların incelenmesi için bazı testler önermektedir. Bu testlerin bir bölümü tezin çalışma amacı dışında olduğu için yapılmamıştır. Bu tezin amacı dışında olan testler ark dönüşlerine, kama filtreler, oblik ışınlamalarına ve kompensatörlere yönelik olan testlerdir. Bazı test başlıkları ise diğer test başlıklarının altında değerlendirilecektir. Örnek olarak, YART alanları asimetrik olduğu için ayrıca asimetrik alan testi yapılmayacaktır. Benzer şekilde SSD bağımlılığı farklı testler farklı SSD'lerde yapıldığı için ayrıca incelenmeyecektir.

4.8.1. Su İçin Elde Edilen Doz Profillerinin Karşılaştırılması

İlk test ölçülen verilerle modellenen verilerin uyumunun incelemesidir. Bu nedenle, homojen ortamda doz hesabının doğruluğunun ilk teyidi optimizasyon ile kernelin üretilmesidir. Kernel üretiminde kullanılan optimizasyon yaklaşımında hesaplanan profiller ile ölçülen profiller arasındaki farkın en az olması hedeflenmektedir. Kendini doğrulama temeline dayalı bu yapıda, kernel üretimi için üç farklı alanın beş farklı derinlikteki profilleri kullanılmıştır. Sudan farklı ortamlara ait kernellerin eldesi bir sonraki bölümde incelenmiştir. Su için üretilen kernelin eldesinde kullanılan profillerin derinlikleri sırası ile 1,3, 5, 10, 20, 30 cm'dir.

Profiller SSD 100 cm'de ölçülmüştür. Profilleri karşılaştırırken kullanılan gama analizi kriteri 1 mm ve %1 doz farkıdır.

4.8.2. Korumalı Bloklu ve Yoğunluk Ayarlı Alanlar İçin Hesaplanan Doz Haritalarının İncelenmesi

TRS 430'un önerdiği bir başka test ise koruma bloklu alanlar kullanılarak yapılan ışınlamaların kontrolüdür. Işınlanan alanlara ait doz dağılımları farklı derinliklerde kontrol edilmiştir. Bloklu alanlar yine aynı raporda tavsiye edilen alanlara benzer nitelikte hazırlanmıştır. Bloklu alanlar için yapılan testlerde blok olarak MLC'ler kullanılmıştır. MLC altındaki fluens değeri çok yapraklı kolimatör geçirgenlik faktörüne eşittir ve 6 FFF için yaklaşık %1'dir.

Geçirgenlik değeri alan boyutu, SSD ve ölçüm derinliğine göre küçük farklar içeren değişimler gösterir. Bu çalışmada, geçirgenlik değeri 10 cm x 10 cm'lik alanlar kullanılarak yapılan ölçümlerle elde edilmiştir. SSD 90 cm ve derinlik 10 cm olup, ölçümde Farmer tipi 0,6 cm³'lük iyon odası kullanılmıştır. Kolimatörler 10 cm x 10 cm açılır ve MLC'ler park pozisyonunda alanın tamamen dışındayken ışınlama alınmış ve ölçülen doz kaydedilmiştir. MLC'ler A tarafı ve B tarafı olmak üzere iki gruba ayrılır. A tarafı ışın gözü penceresinin sol tarafındaki MLC'ler, B tarafı ise sağ tarafındaki MLC'ler için kullanılır. Geçirgenlik ölçümleri için 10cm x 10 cm'lik kolimatör alanı önce A tarafındaki MLC'ler ile sonra B tarafındaki MLC'ler ile kapatılır. Kolimatör alanı MLC'ler ile kapatılmışken ışınlama yapılır ve ölçüm alınır. Alınan bu ölçümlerin ortalaması açık alan ışınlamasından elde edilen okumaya bölünür. Her MLC tarafının farklı geçirgenlik değeri vardır. Farklı taraflara ait geçirgenlik değerinin ortalaması alınarak tek bir geçirgenlik kat sayısı bulunmuş olur.

YART alanlarına ait fluens haritaları ise Eclipse planlama sisteminden alınmıştır. Fluens haritaları doz hesaplaması yapan programa aktarılmıştır ve hesaplamalar yapılmıştır.

Koruma bloklu ve yoğunluk ayarlı alanlar için ölçümler SunNuclear MapCheck2 iki boyutlu diyot matris dedektörü ile yapılmıştır. Ölçümler, profillerin ölçüldüğü 5 farklı derinlikte yapılmıştır. Ancak, MapCheck2 iki boyutlu diyot matrisinde dedektörlerin bulunduğu derinlik radyolojik olarak 2 cm'dir. Bu yüzden ölçümler en yüzeysel olarak 2 cm'de alınabilmektedir. MapCheck2 iki boyutlu diyot matrisi SNCPatient 6.2.1 programı ile kullanılmıştır. Koruma bloklu alanlar için ışınlamalar SSD 90 cm iken yapılmıştır. YART alanları için ışınlamalar SSD 95 cm'de yapılmıştır.

Program, ölçülen doz haritası ile planlamadan gelen doz haritalarını gama analizi yöntemini kullanarak karşılaştırabilmektedir. MATLAB'de iki boyutlu ayırık konvolüsyon integrali ile hesaplanan doz haritaları dicom formatına dönüştürülerek SNCPatient programına aktarılmıştır.

KHK'leri dozu göreceli olarak hesaplar. Göreceli dozdan mutlak doza geçmek için göreceli dağılımın ilgili derinlikteki YDD değeri ve MU ile çarpılması gerekmektedir. Bloklu alanlar için mutlak doz değeri içeren doz haritaları bu şekilde hesaplatılmıştır. Ancak, YART alanlarına ait göreceli doz dağılımının mutlak doz dağılımına dönüştürülmesi lif hareket hesaplayıcı programlarla yapılır. Lif hareket hesaplayıcı programlar çalışmanın dışında bir konu olduğu için YART'a ait mutlak doz dağılımları hesaplanmamıştır.

Göreceli ve mutlak doz dağılımları için analizler 3 mm %3 doz farkında global gama analizi kullanılarak yapılmıştır. Analiz eşik değeri %10 olarak seçilmiştir.

4.8.3. Kalem Huzme Algoritması Ve Monte Carlo İle Elde Edilen Doz Profilleri Karşılaştırılması

Kernelleri sadece suda üretilip ölçeklendirme ile heterojenite düzeltilmesi yapmak mümkündür. Ancak bu çalışmanın amacı farklı homojen ortamlarda kernel üretilip heterojen ortamlarda hesap yapmaktır. Bu amaç doğrultusunda, homojen su, akciğer ve kemik fantomları oluşturulmuş ve MC ile benzeşimi yapılmıştır. Homojen su, kemik ve akciğer fantomlarından elde edilen profiller kullanılarak her bir ortam için farklı kernel parametreleri üretilmiştir. Kernel parametreleri eldesi esnasında MC benzeşiminden gelen parazit veriler ve hesaplama belirsizlikleri göz önünde bulundurulmuştur ve gama analizi doz kriteri %2 olarak belirlenmiştir. Hesaplamalarda elde edilen kernel parametreleri ile malzeme kütüphanesi oluşturulmuştur.

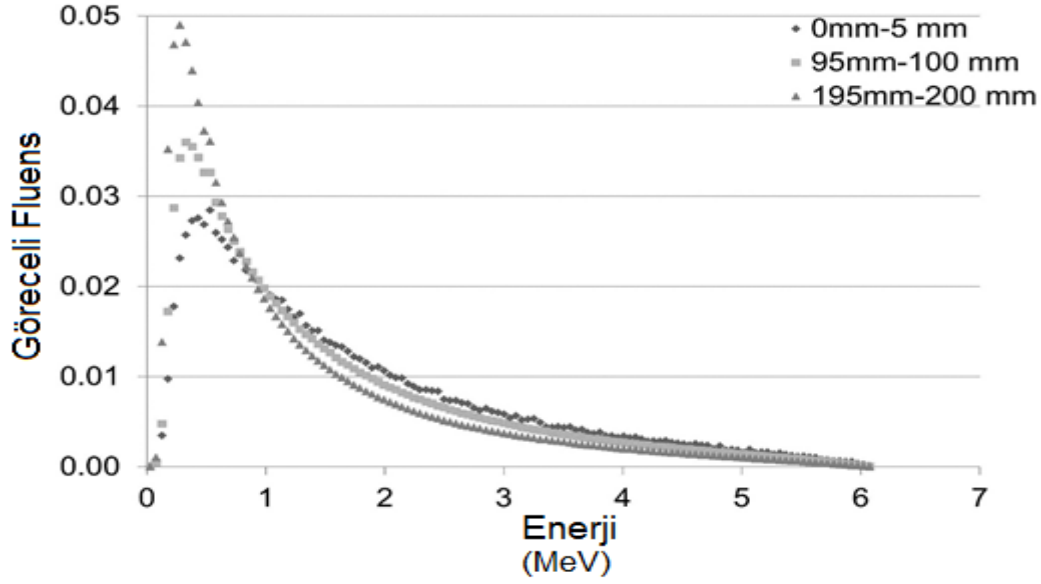
4.8.4. Heterojen Ortamlar için Kalem Huzme Algoritması ve Monte Carlo Yöntemi İle Hesaplanan Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması

Heterojen ortamlarda doz hesabı yapmak için EDF ve PDD'yi hesaplayan iki farklı KHA geliştirilmiş ve bu algoritmalarda ortam bilgisini karakterize eden KHK'ler üretilmiştir. Yatay ve dikey yöndeki doz dağılımlarını incelemek için farklı fantomlar tasarlanmıştır. Bu fantomlar üzerinde 10 cm x 10 cm açık alandan yapılan

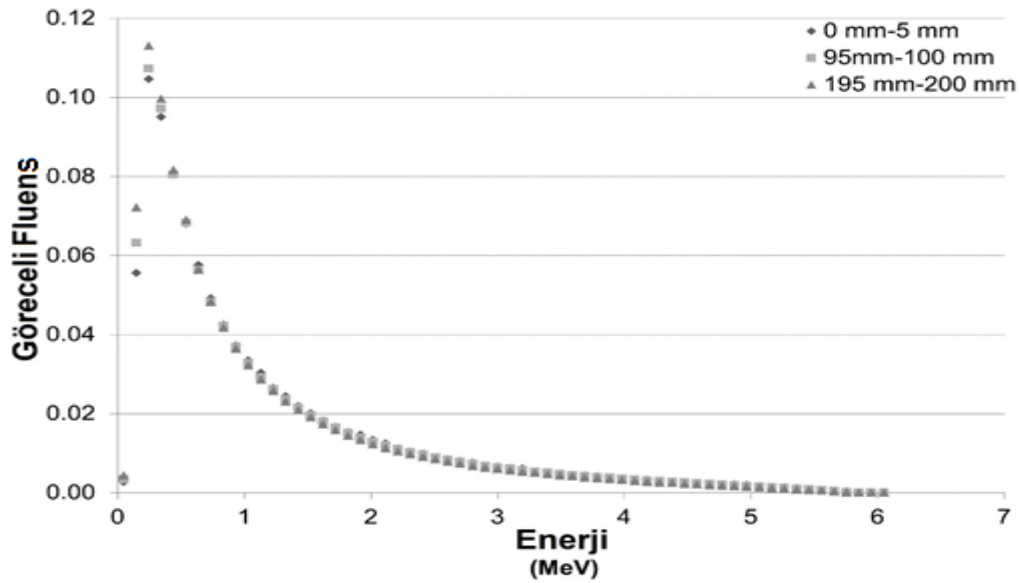
işinlamada bu fantomda oluşan doz dağılımları KHA ve MC yöntemi ile hesaplatılmıştır. KHA ile yapılan hesaplamaların doğruluğu, MC benzeşimi ile elde edilen doz dağılımları kullanılarak incelenmiştir. İnceleme gama analizi yöntemi kullanılmıştır.

5. SONUÇ VE TARTIŞMA

Kaynaktan 100 cm uzaklıktaki fantom yüzeyinde FFF ışın huzmelerinin enerji spektrumu ile FF ışın huzmelerinin enerji spektrumları MC benzeşimi kullanarak hesaplanmıştır. Şekil 5.1 ve Şekil 5.2 FF ve FFF enerjilerde enerji spektrumunun yarıçapa bağlı değişimini göstermektedir.



Şekil 5.1. Düzleştirici filtrelü 6 MV enerjisinde SSD 100 cm iken alan merkezinden uzaklaştıkça enerji spektrumunun değışimi



Şekil 5.2. Düzleştirici filtresiz 6 MV enerjisinde SSD 100 cm iken alan merkezinden uzaklaştıkça enerji spektrumunun değışimi

MC benzeşimi ile elde edilen sonuçlara göre, enerji spektrumunun konumsal bağımlılığı FF'lere kıyasla FFF'lerde daha az olduğu görülmektedir. Düzleştirici filtreli enerjilerde enerji spektrumun konuma bağlı değişimi, etkileşim yoğunluklarının konuma bağlı değiştiğinin göstergesidir. Ancak, KHK yaklaşımı aynı derinlik için kernelin değişmez olduğunu varsayar ya da spektrumdaki bu değişimi gidermek için düzeltmeler önerir [60]. Değişen spektrum doz profilinde derinliğe bağlı olarak deformasyona neden olur. Bu durumun sonucu olarak, kernel katsayıları derinliğe bağlı olarak değişim gösterir. FFF'ler de ise profiller derinliğe bağlı daha az deforme olur. Bu durum kernel parametrelerinin derinliğe daha az bağımlı olacağı önermesini sağlamış ve tezde araştırılan kernel yapısının temelini oluşturmuştur.

5.1. Monte Carlo Benzeşimi İle Deneysel Verilerin Uyumunun İncelenmesi

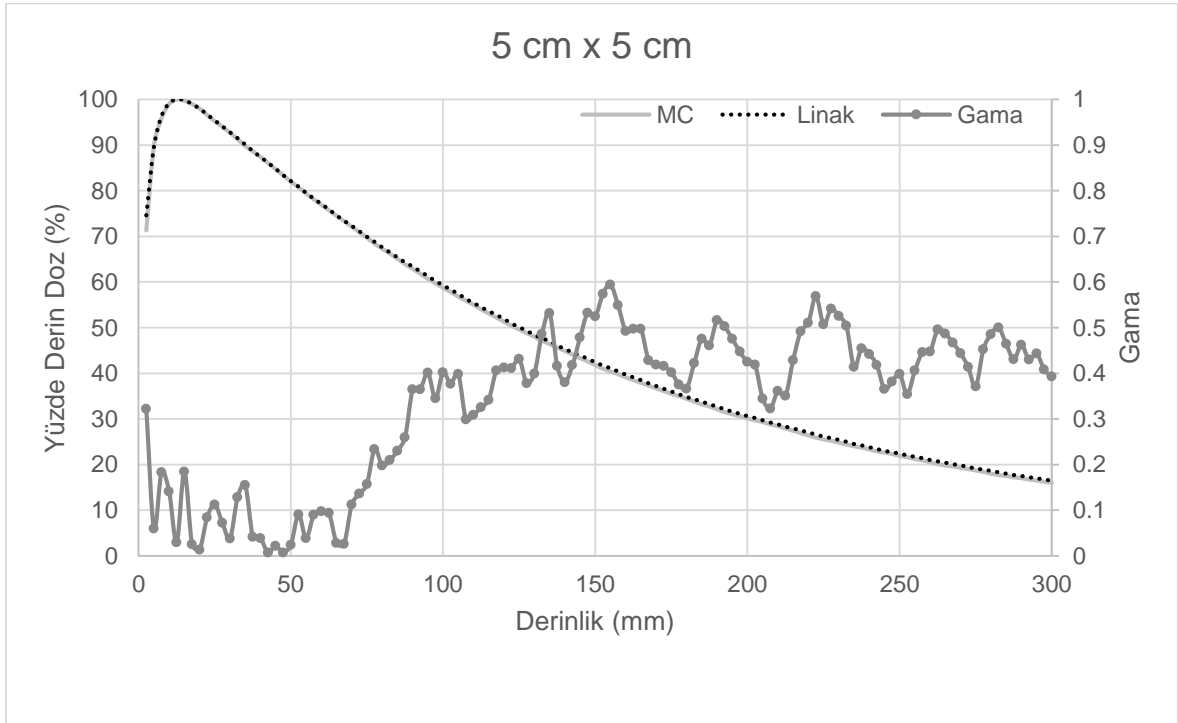
Çizelge 5.1'de MC benzeşimi ve ölçümle elde edilen derin dozların dozimetrik parametreleri karşılaştırılmaktadır. Ölçümler su fantomunda PTW 31010 iyon odası yapılmıştır. Karşılaştırma kriteri olarak dozun %100'ünün, %80'inin ve %50'sinin olduğu R_{100} , R_{80} , R_{50} derinlikleri ile dozun 10 cm ve 20 cm derinlikteki göreceli doz değerleri kullanılmıştır. Ayrıca 20 cm derinlikteki göreceli dozun 10 cm derinlikteki göreceli doza oranı da Çizelge 5.1'de verilmektedir.

Çizelge 5.1. MC yöntemi ile benzeşimi yapılan ve iyon odası ile ölçülen derin dozların dozimetrik parametrelerinin farklı alanlarda karşılaştırılması

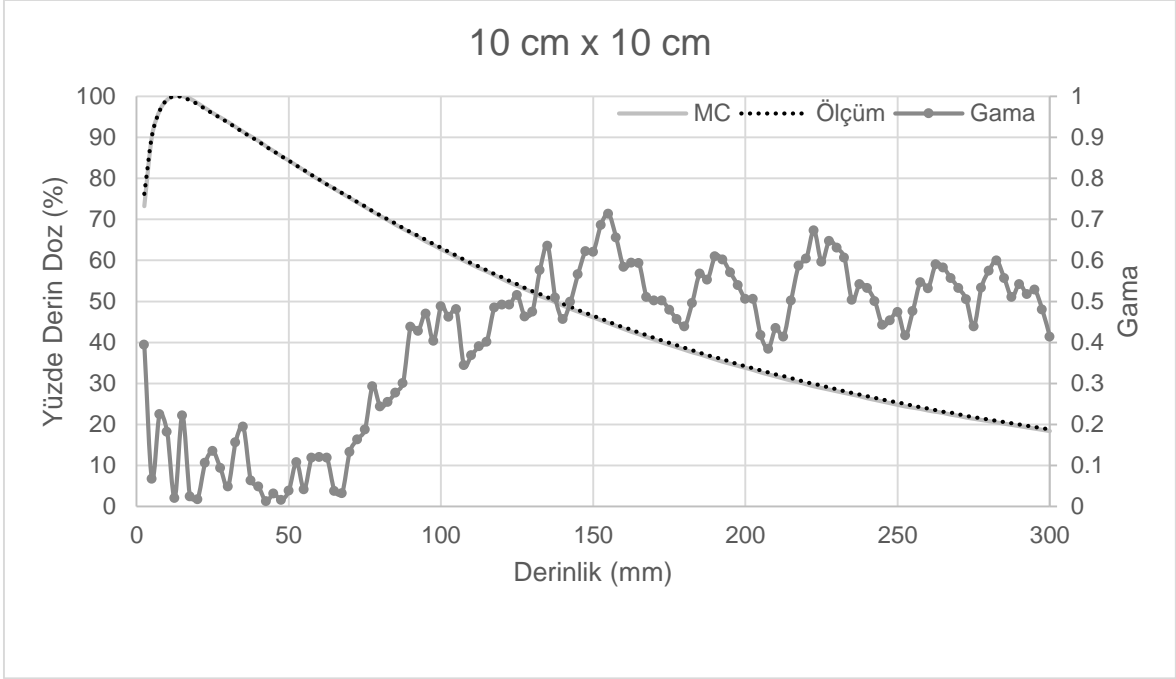
	R_{100} (mm)	R_{80} (mm)	R_{50} (mm)	D_{10} (%)	D_{20} (%)	D_{20}/D_{10}
5cm x 5cm MC	12,9	53,9	123,7	58,7	30,1	0,513
5cm x 5cm Ölçüm	13,0	5,0	125,2	59,2	30,7	0,518
Fark	0,1	0,1	1,5	0,5	0,6	0,005
10cm x 10cm MC	13,2	58,9	136,7	62,7	33,8	0,539
10cm x 10cm Ölçüm	13,0	59,4	138,1	63,1	34,2	0,542
Fark	0,2	0,5	1,4	0,4	0,4	0,003
20cm x 20cm MC	12,9	63,5	149,2	65,9	37,5	0,569
20cm x 20cm Ölçüm	13,0	63,5	150,0	66,1	37,8	0,572
Fark	0,0	0,0	0,8	0,2	0,3	0,005

Ölçüm ve benzeşimle elde edilen YDD'lerin %100 ve %80 olduğu derinlikler arasındaki fark milimetrenin altındadır. Bu fark yuvarlama hataları, ölçüm ve benzeşim belirsizlikleri göz önünde bulundurulduğunda anlamsızdır. Benzer şekilde, 10 cm ve 20 cm derinlikteki dozlar arasındaki farklarda %1'in altındadır. Dozun % 50 ye düştüğü derinlikler arasındaki fark 1,5 mm'ye kadar çıkmaktadır. 20 cm derinlikteki dozun 10 cm derinlikteki doza oranları arasındaki hata değeri %1'in altındadır.

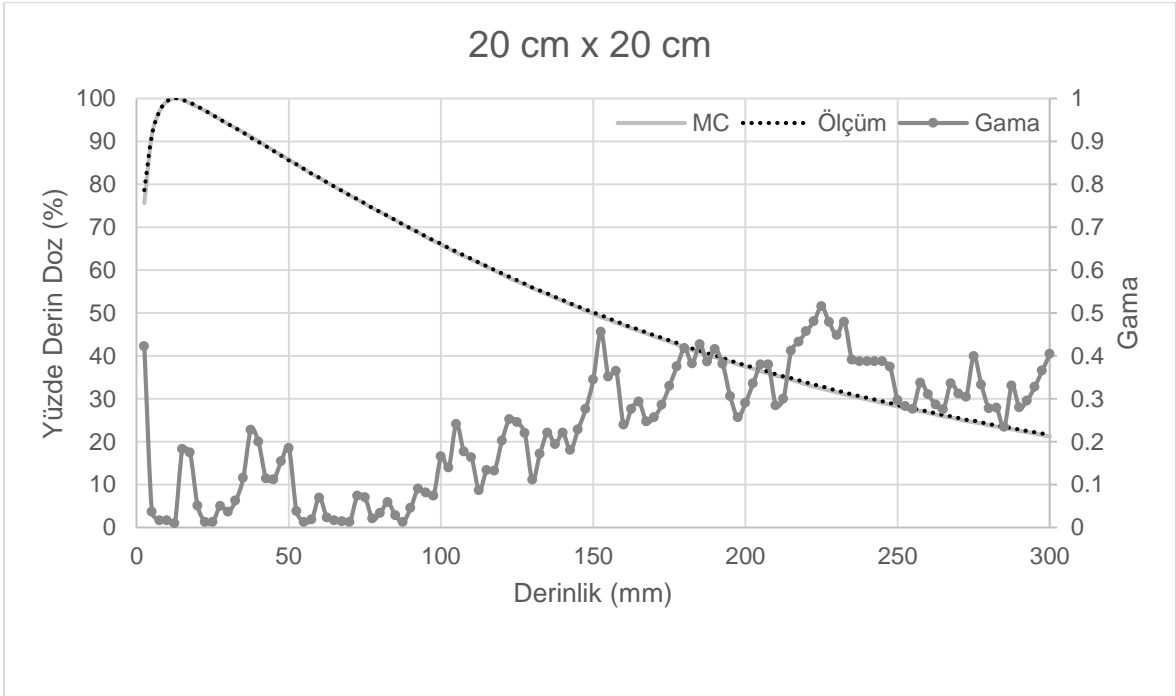
Belirli bir YDD değerinin ölçüldüğü derinlik ve belirli bir derinlikteki hesaplanan YDD değeri ilgili noktadaki eğimlerinden dolayı yüksek çıkabilir. Bu etkiyi ortadan kaldırmak için YDD eğrileri gama analizi yöntemiyle de karşılaştırılmıştır. Kullanılan gama analizi kriterleri global %1 doz farkı için, 1 mm'dir. Şekil 5.3, Şekil 5.4 ve Şekil 5.5'te sırası ile 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm ve 20 cm x 20 cm alan boyutlarında iyon odası ile ölçülen ve MC yöntemi ile benzeşimi yapılan derin doz eğrileri bulunmaktadır. İlgili grafiklerde bu iki eğriye ait veriler kullanılarak hesaplanan gama analizi değerleri de mevcuttur.



Şekil 5.3. 5 cm x 5 cm alanda iyon odası ölçümü ve MC benzeşimi ile elde edilen derin doz eğrilerinin ve bu eğrilere göre hesaplanmış gama analizi sonuçları

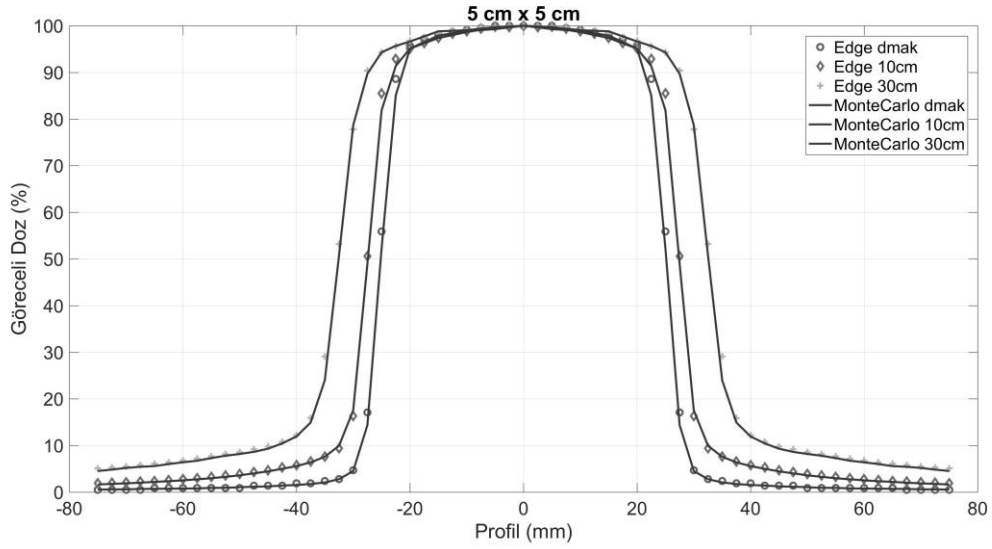


Şekil 5.4. 10 cm x 10 cm alanda iyon odası ölçümü ve MC benzeşimi ile elde edilen derin doz eğrilerinin ve bu eğrilere göre hesaplanmış gama analizi sonuçları

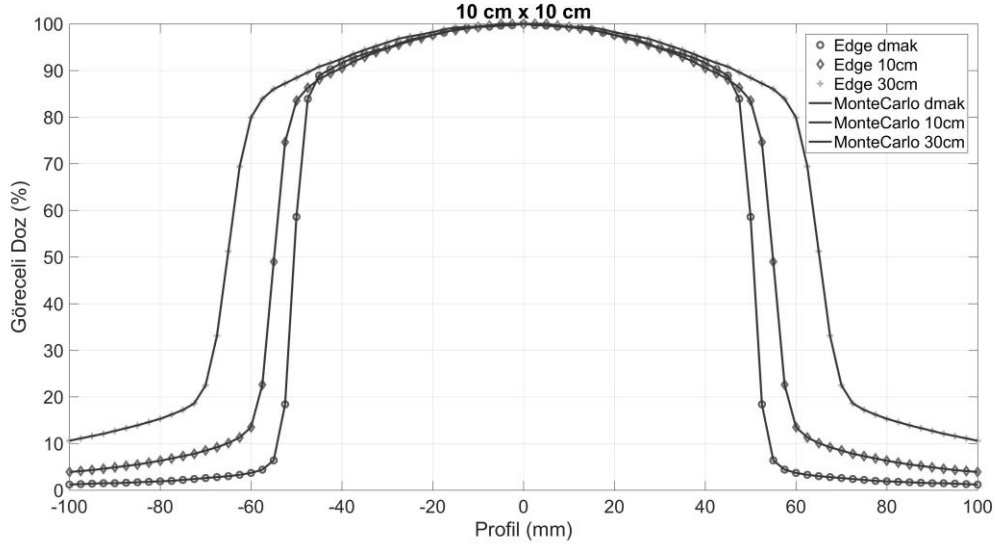


Şekil 5.5. 20 cm x 20 cm alanda iyon odası ölçümü ve MC benzeşimi ile elde edilen derin doz eğrilerinin ve bu eğrilere göre hesaplanmış gama analizi sonuçları

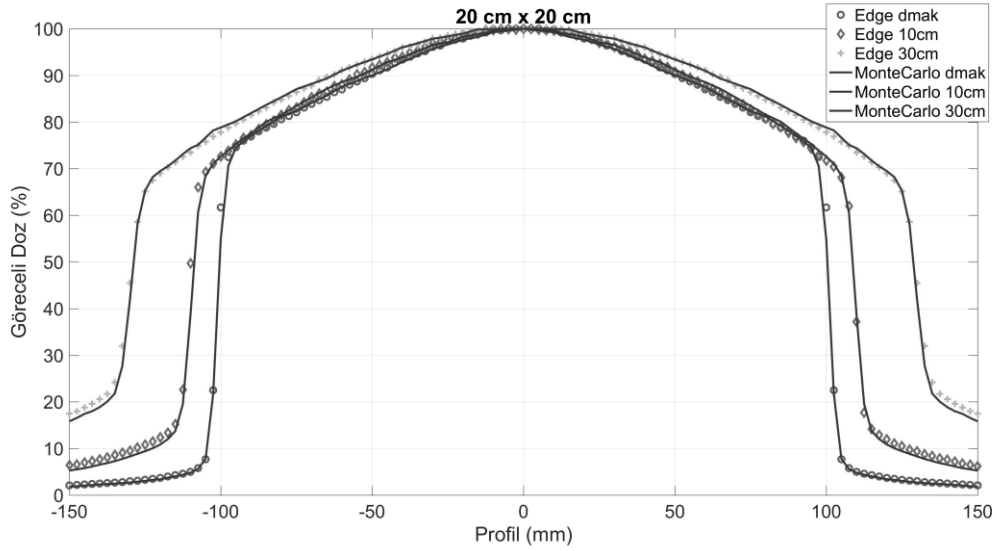
Gama analizi grafiklerindeki sonuçlardan anlaşılacağı üzere her üç alana ait YDD eğrisi karşılaştırmalarında gama değeri 1'den büyük olan nokta yoktur. Gama analizi sonucu, her üç derin doz eğrisi için %100'dür. Elde edilen sonuçlardan ve gama analizinden, benzeşim ile ölçüm verilerinin uyumlu olduğu kabul edilmiştir. Ölçüm ve benzeşim ile elde edilen profillerde gama analizi yöntemi ile karşılaştırılmıştır. Profiller grafikleri Şekil 5.6, Şekil 5.7 ve Şekil 5.8'de verilmektedir. %1 ve 1 mm global gama analizi ile yapılan karşılaştırmalarda ışınlanan alan içinde (%50'lik izodozun içinde kalan bölge) %99'un üzerinde bir geçme oranı elde edilmiştir. %10 ve üzeri doz alan bölgede ise geçme oranı, %97'dir. Gama analizinden geçmeyen noktalar özellikle 20 cm x 20 cm'lik alana ait 10 cm ve daha derindeki profillerin kuyruk kısımlarında (<%20) gözlenmiştir.



Şekil 5.6. 5 cm x 5 cm alan boyutunda ölçülen ve modellenen profillerin karşılaştırılması

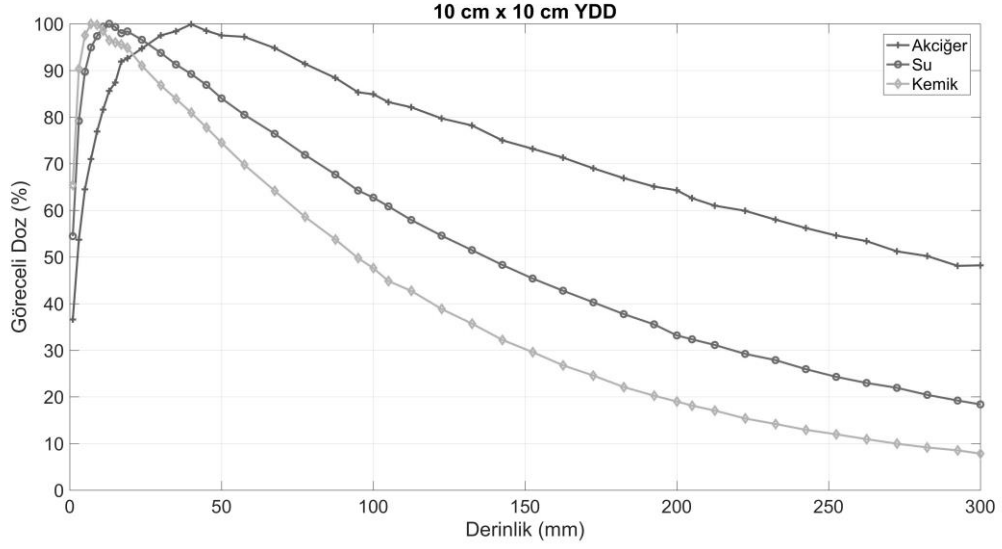


Şekil 5.7. 10 cm x 10 cm alan boyutunda ölçülen ve modellenen profillerin karşılaştırılması



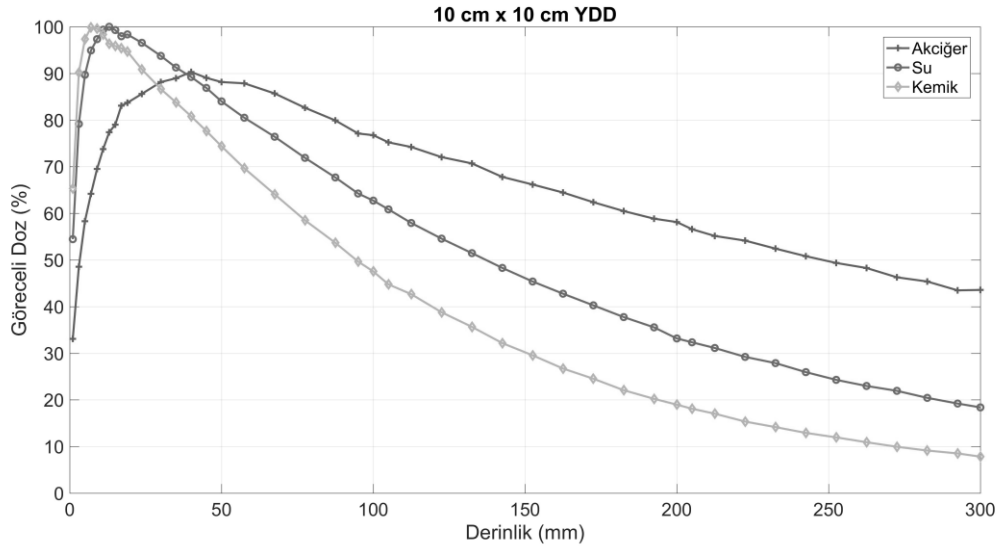
Şekil 5.8. 20 cm x 20 cm alan boyutunda ölçülen ve modellenen profillerin karşılaştırılması

Deneyisel veriler ile MC benzeşim verilerinin uyumu, faz-uzay verilerinin TrueBeam ışın karakteristiğini taşıdığını göstermiştir. Böylece akciğer ve kemik doku benzeşimlerinde faz-uzay verileri güvenle kullanılabilir. Akciğer, su ve kemik ortamlarında EGSnc ile hesaplan yüzde derin doz eğrileri Şekil 5.9'da gösterilmektedir.



Şekil 5.9. 10 cm x 10 cm alan için kemik, su, ve akciğer için hesaplan yüzde derin doz eğrileri

Farklı yoğunluğa sahip bu üç ortamda derinliğe bağlı soğurulan doz değerleri benzeşim ile elde edilmiştir. Derinliğe bağlı soğurulan doz değerleri en yüksek soğurulan doz değerine bölündüğünde elde edilen eğriler Şekil 5.10'da gösterilmektedir.



Şekil 5.10. 10 cm x 10 cm alanda ışınlanan üç farklı yoğunluktaki okumanın en yükseğine göre normalize edilmiş derin doz eğrileri

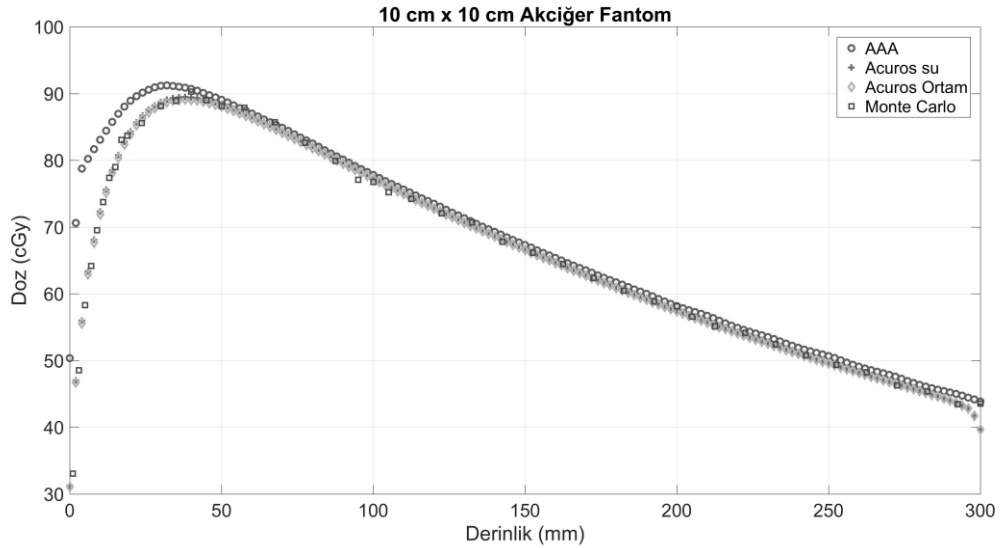
Şekil 5.10'da verilen soğurulan doz eğrileri incelendiğinde, aynı miktardaki ışınlamalarda en yüksek doza sahip olan ortamın su olduğu görülmektedir. Bu

değer %100 olarak kabul edilmiştir. Aynı miktarda ışınlama sonucunda kemikte soğrulan en yüksek dozun %99,8 olduğu ve akciğerde soğrulan en yüksek dozun %90,4 olduğu görölmektedir.

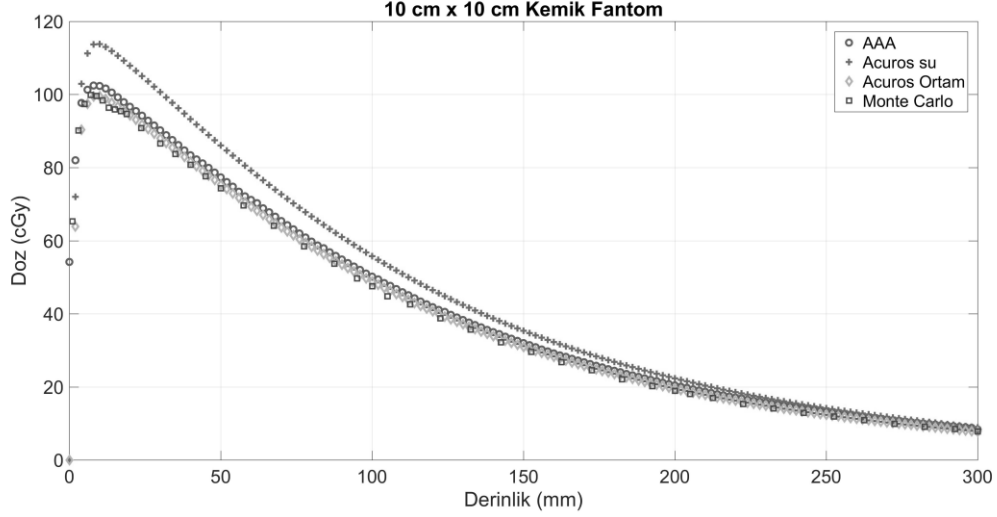
MC benzeşimlerinin başarısını incelemek amacıyla AAA, Acuros algoritmaları kullanılmıştır. Doz, Acuros algoritmasında ortamdaki doz ve sudaki doz olmak üzere iki farklı hesaplama seçeneği kullanılarak hesaplanmıştır. MC ile hesaplanan tüm derin doz eğrileri sudaki en yüksek doz değerine bölünüp, 100 ile çarpılarak elde edilmiştir. Sudaki en yüksek doz değeri referans kalibrasyon değeri olarak kabul edilir ve 100 cGy olarak tanımlanırsa, bölme işlemi sonucu elde edilen değer aynı zamanda mutlak doz değerini vermiş olur.

AAA ve Acuros algoritmalarına ait derin doz değerleri mutlak doz değeridir ve ilgili sanal fantomda ışınlama miktarı 100 MU olduğunda elde edilen doz dağılımıdır.

AAA, Acuros (ortam), Acuros (su) ve MC benzeşimlerine ait derinliğe bağlı doz değişim eğrileri akciğer ortamı için Şekil 5.11'de ve kemik için de Şekil 5.12'de verilmektedir. Dört farklı yöntemle, farklı homojen ortamlarda hesaplanan doz dağılımlarındaki en yüksek doz değerleri Çizelge 5.2'de verilmektedir.



Şekil 5.11. 10 cm x 10 cm alan ile ışınlanan akciğer fantomunda farklı algoritmalarla hesaplanan dozun derinliğe bağlı değişimi



Şekil 5.12. 10 cm x 10 cm alan ile ışınlanan kemik fantomunda farklı algoritmalarla hesaplanan dozun derinliğe bağlı değişimi

Çizelge 5.2. 10 cm x 10 cm alan ile ışınlanan farklı ortamlarda farklı algoritmalarla hesaplanan en yüksek doz değerleri

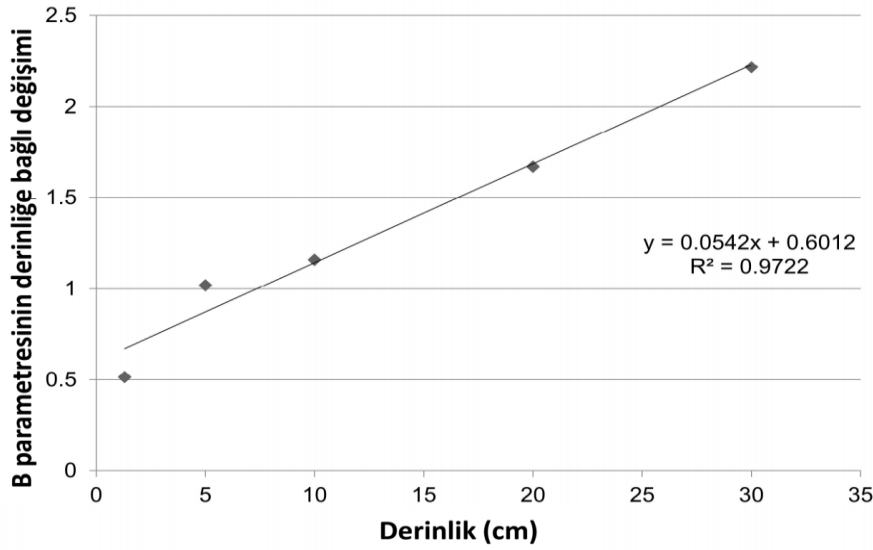
	Akciğer (cGy)	Su (cGy)	Kemik (cGy)
MC	90,4	100	99,8
Acuros (ortam)	89,1	100	99,7
Acuros (su)	89,5	100	114,1
AAA	91,2	100	102,4

Kemik ve akciğer sanal fantomlarında MC ile elde edilen derinliğe bağlı doz değişimi ortamdaki doz seçeneği aktif olan Acuros algoritmasının sonuçları ile yakın çıkmıştır. Her algoritma hesaplamaları bir takım yaklaşımlar kullanarak yapar. Bu nedenle, MC benzeşimi ile hesaplanan sonuçları kesin doğru ilan etmek yerine benzer özellikteki algoritmalar ile yakın sonuçlar bulunduğunu söylemek daha doğrudur. Sonuç olarak, MC benzeşimlerinin doğru yapıldığı söylenebilir.

5.2.Homojen Ortamda Kernelin Üretilmesi ve Doz Hesabı

5.2.1. B_z Parametresi

Kernel üretimi için Eşitlik 44'deki çift eksponansiyel fonksiyon kullanılmıştır. Hesaplamalar sonucunda, B_z parametresinin derinliğe bağlı değişimi Şekil 5.13'teki gibi birinci dereceden bir eğri formunda olduğu görülmüştür.



Şekil 5.13. Bz parametresinin derinliğe bağlı değişimi

Bu nedenle, Eşitlik 44'deki Bz parametresinin derinliğe bağlı değişiminin doğrusal bir eğri olduğu kabul edilmiştir. Devam eden hesaplamalarda kernel, Eşitlik 57'de ifade edilen hali ile kullanılmıştır.

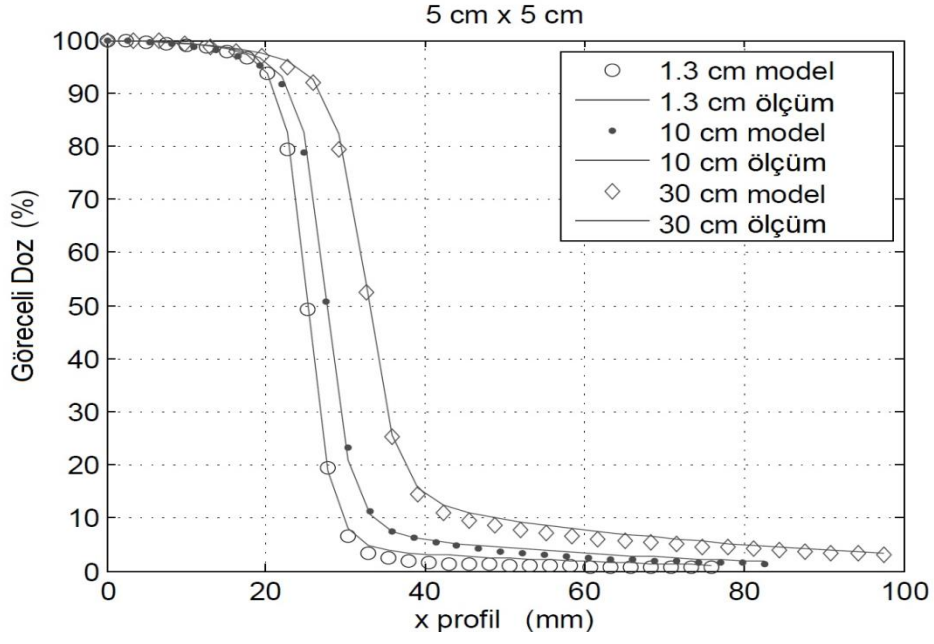
$$K(r, z) = e^{-ar} + (B_1z + B_2)e^{-br}$$

57

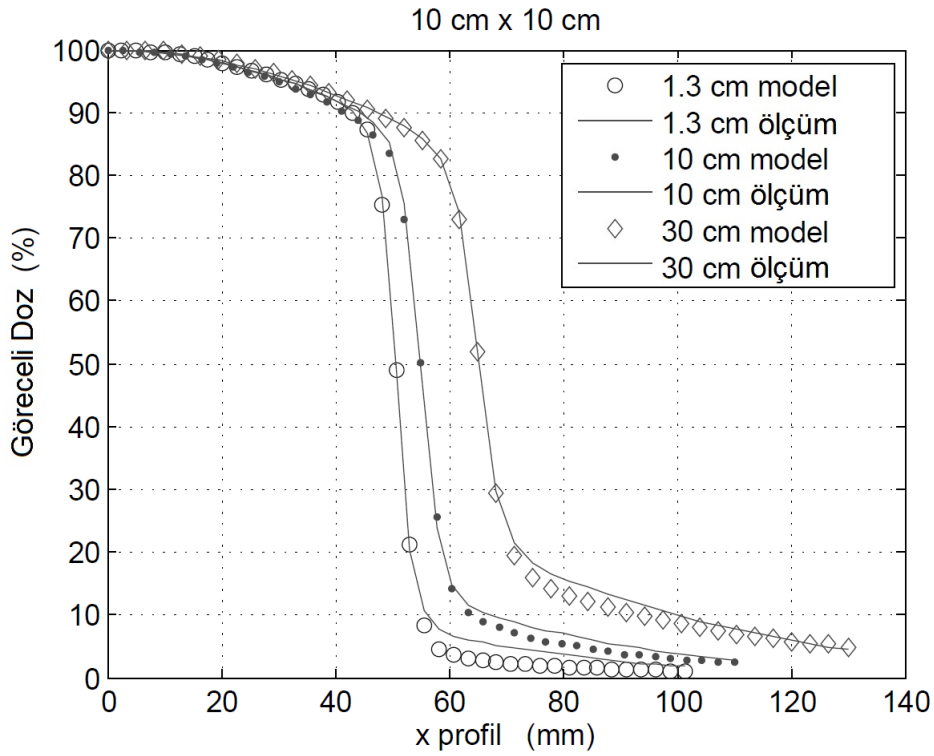
5.2.2. Göreceli Doz Profilleri

Kernel eldesi için yapılan optimizasyon sonucunda hesaplanan kernel parametreleri kullanılarak iki boyutlu ayırık konvolüsyon algoritması ile doz dağılımı hesaplanmıştır. Hesaplanan ve ölçülen doz profillerini karşılaştırmak için gama analizi yöntemi kullanılmıştır. Gama analizi kriterleri, %1 ve 1 mm, %10 eşik değeridir. 15 profilde %10 eşik değeri şartını sağlayan 413 nokta vardır. 413 noktadan %20'lik doz ile %10'luk doz bölgesinde şartları sağlayamamış 20 nokta gama analizinden kalmıştır. %80 ile %50'lik doz bölgesinde de 2 nokta bu şartları sağlayamamıştır. 1 mm ve %1 doz farkı ile yapılan incelemelerde yaklaşık %95'lik bir geçme oranı elde edilmiştir.

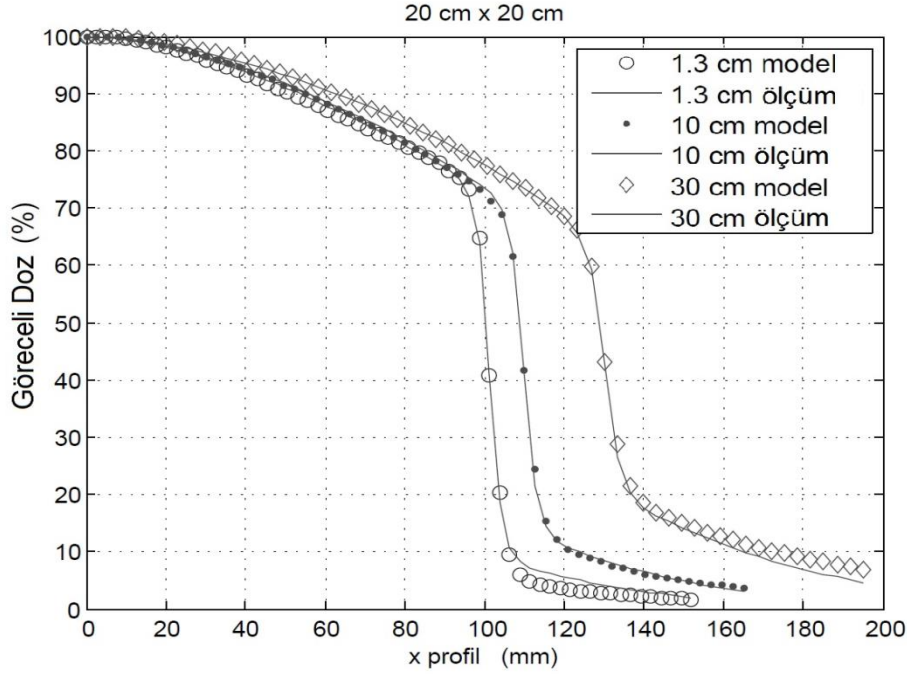
Şekil 5.14, Şekil 5.15 ve Şekil 5.16 sırası ile 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm ve 20 cm x 20 cm'lik alanlara ait 1,3 cm, 10 cm ve 30 cm derinliklerindeki ölçülen ve modellenen profilleri içermektedir.



Şekil 5.14. 5x5'lik alan 3 farklı derinlikte ölçülen değerlerle modellenen verilerin karşılaştırılması



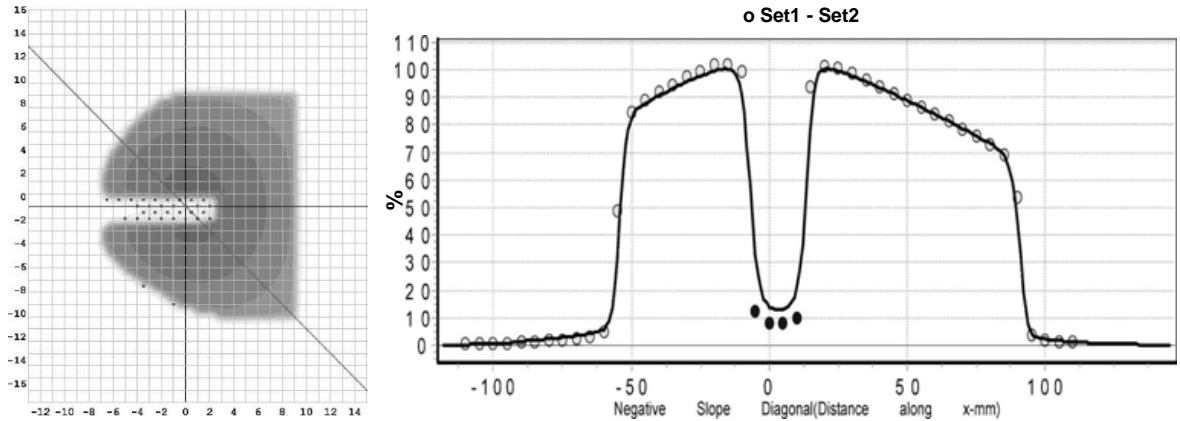
Şekil 5.15. 10x10'luk alan 3 farklı derinlikte ölçülen değerlerler modellenen verilerin karşılaştırılması



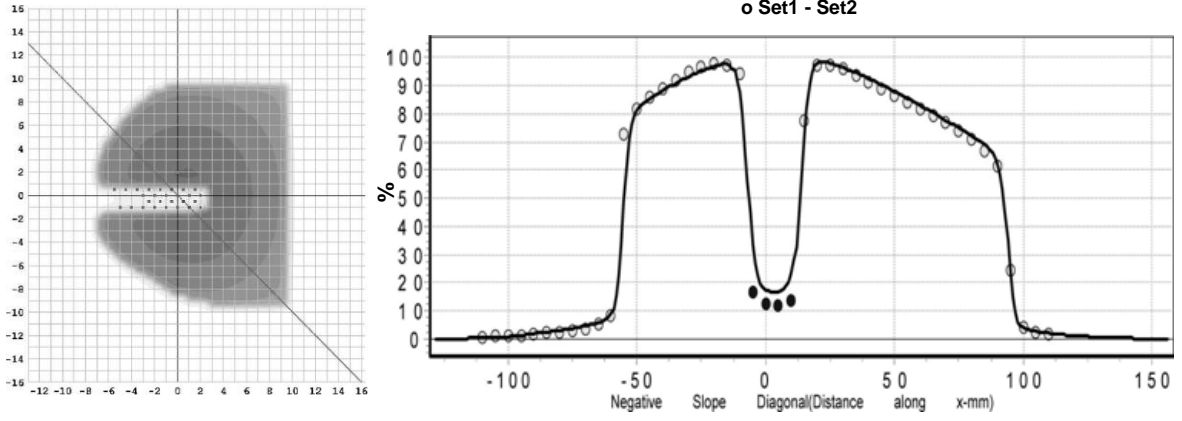
Şekil 5.16. 20x20'lik alan 3 farklı derinlikte ölçülen değerlerle modellenen verilerin karşılaştırılması

5.2.3. Koruma Bloklı Ve Yoğunluk Ayarlı Alanlar

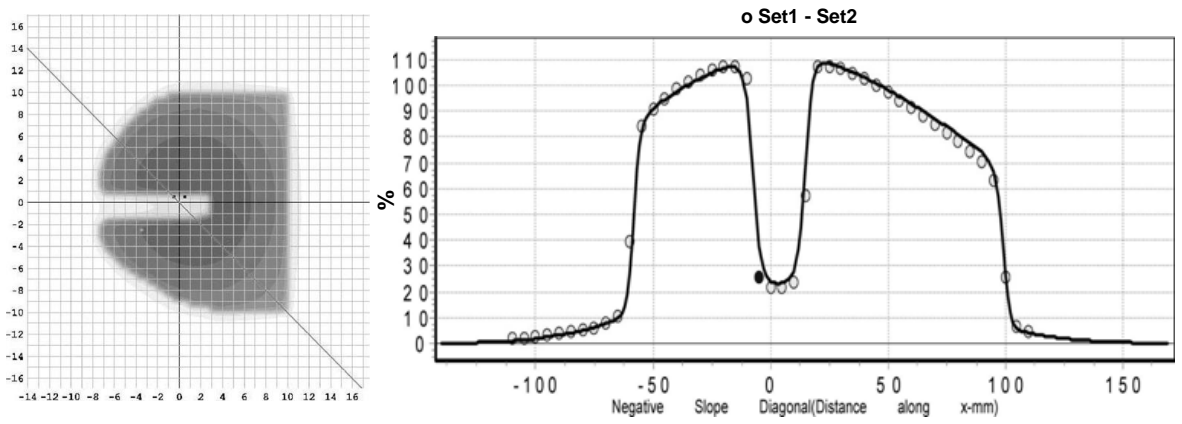
Testlerde kullanılan ilk alan, merkezi eksen korumalı C şekli alandır. SNCPatient programından analizler sonucu elde edilen grafikler Şekil 5.17'den, Şekil 5.21'e kadar verilmektedir. Her bir grafiğin sol tarafında doz haritası, sağ tarafında ise doz profilleri bulunmaktadır. Grafiğin sol tarafındaki doz haritasında koyu siyah noktalar gama analizinden kalan noktaları temsil etmektedir. Karşılaştırılan doz profillerinin üstünde yazılı olan set 1 ölçülen, set 2 hesaplanan doz haritasından elde edilen profilleri temsil etmektedir.



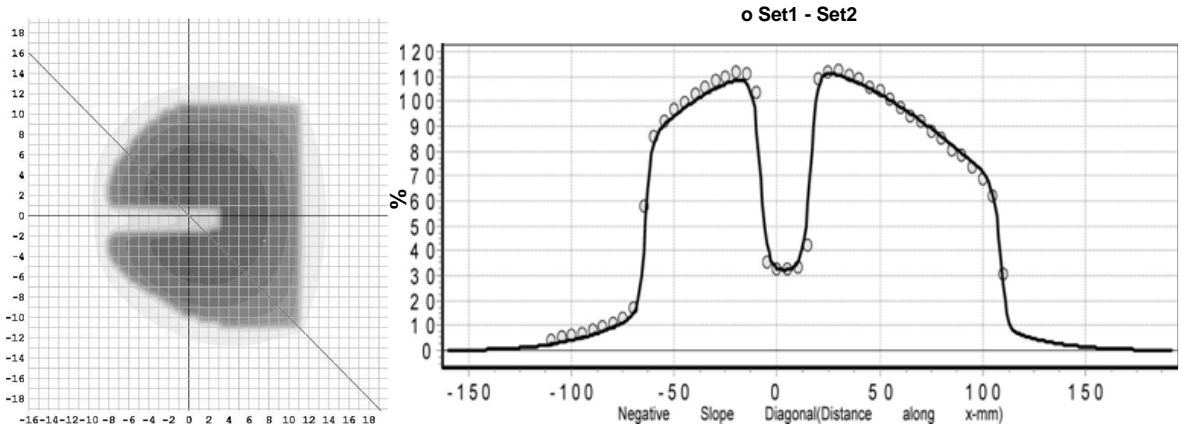
Şekil 5.17. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 2 cm derinlik



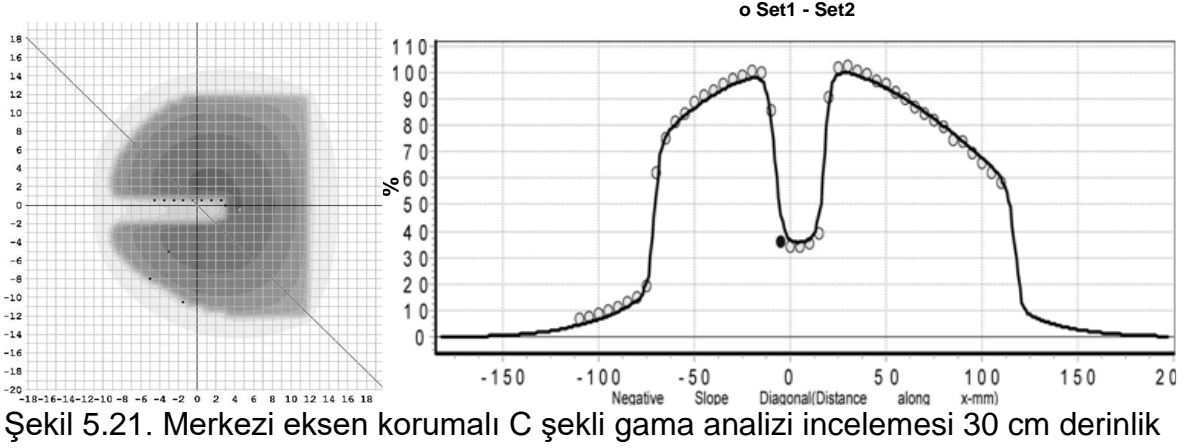
Şekil 5.18. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 5 cm derinlik



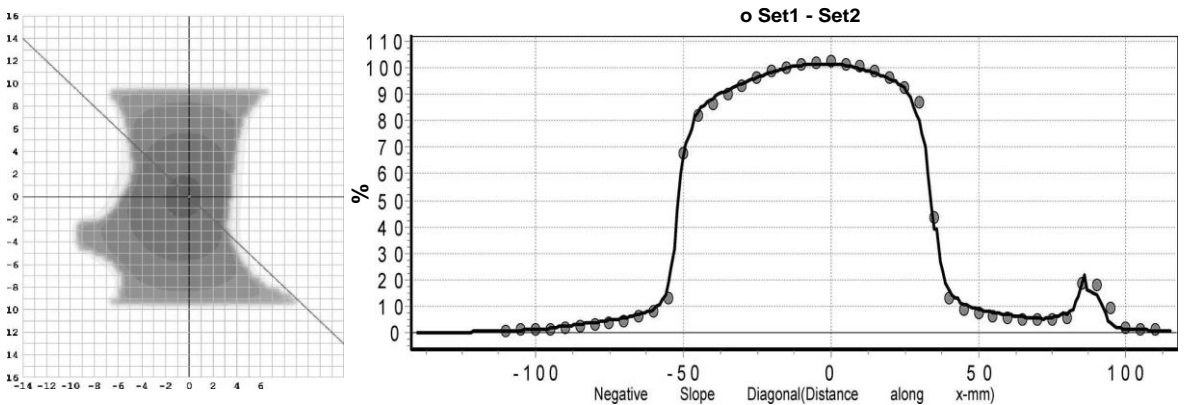
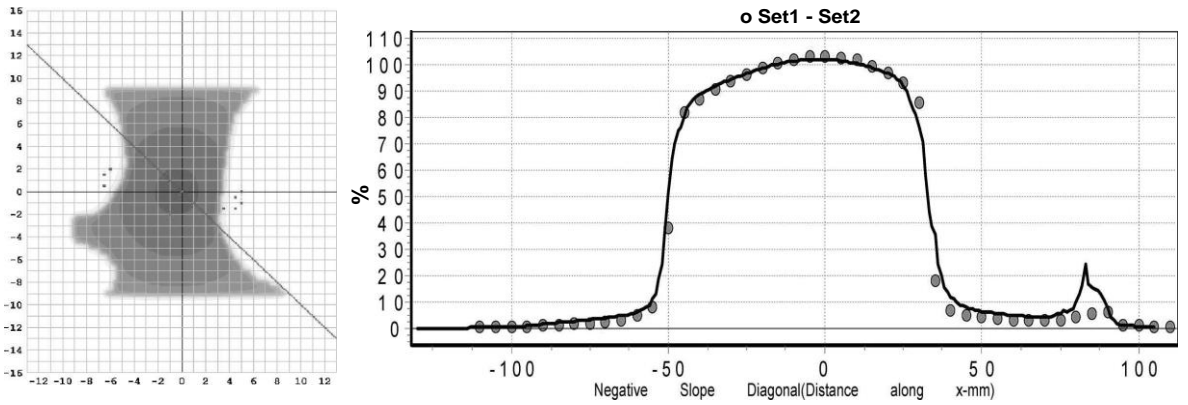
Şekil 5.19. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 10 cm derinlik

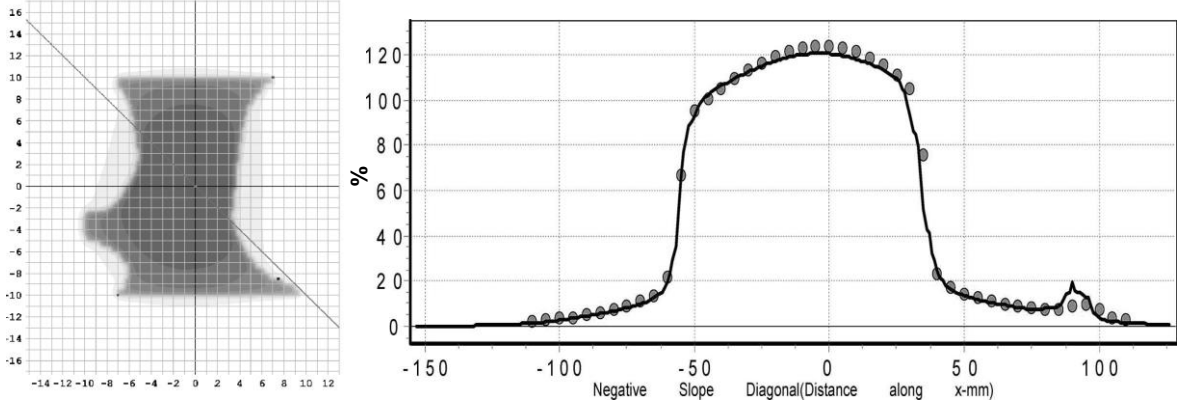


Şekil 5.20. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 20 cm derinlik

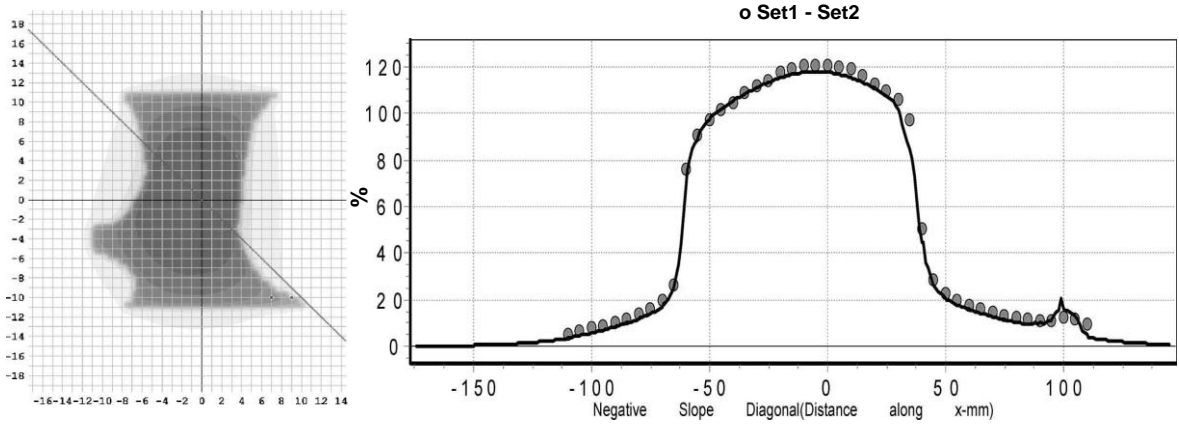


Testlerde kullanılan ikinci alan farklı iç bükey korumalardan oluşan dikdörtgen bir alandır. SNCPatient program tarafından oluşturulan analiz grafikleri Şekil 5.22'den, Şekil 5.26'ya kadar verilmektedir.

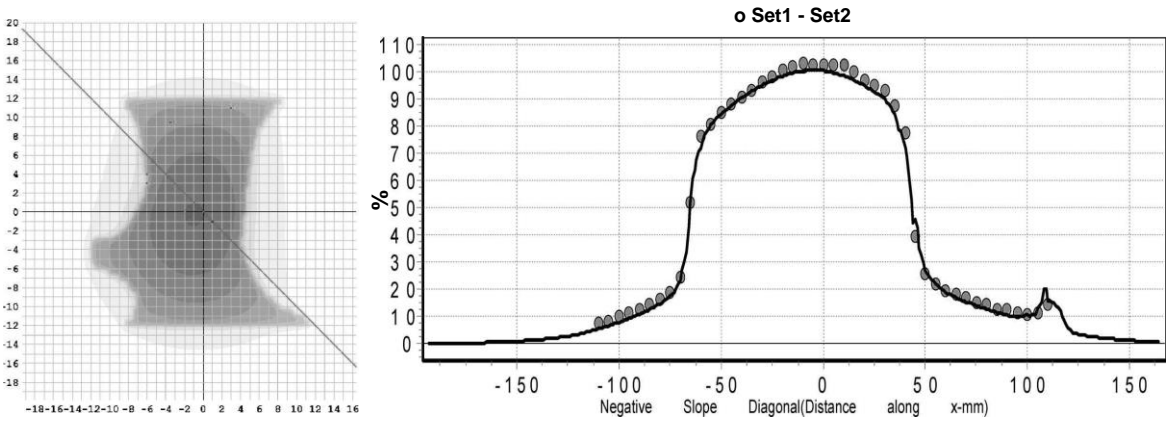




Şekil 5.24. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 10 cm derinlik



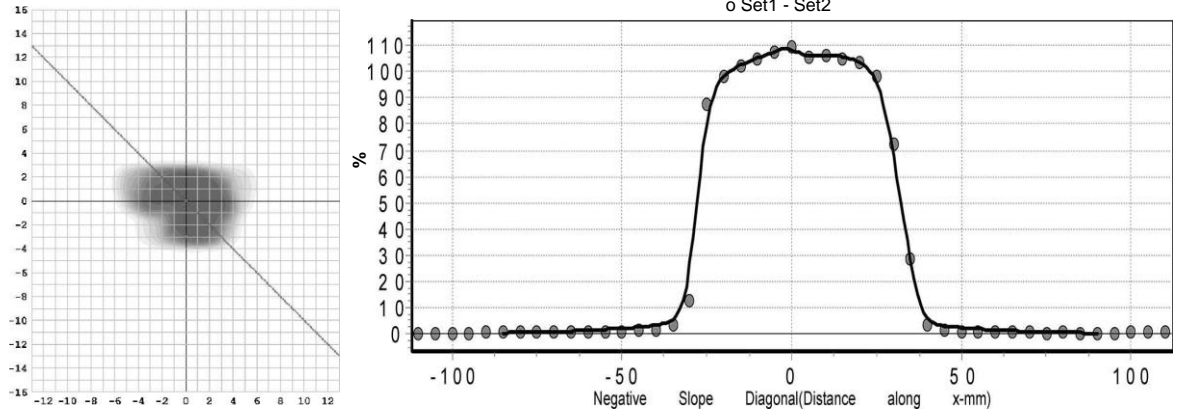
Şekil 5.25. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 20 cm derinlik



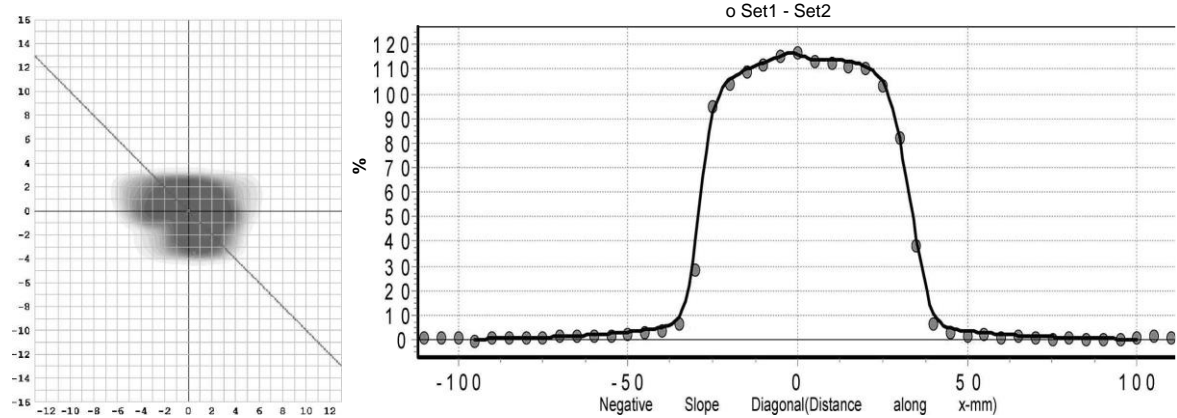
Şekil 5.26. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 30 cm derinlik

Analizler 3 mm %3 doz farkında global gama analizi kullanılarak yapılmıştır. Analiz eşik değeri %10 olarak seçilmiştir. Tüm doz haritası karşılaştırma sonuçlar %95 üzeri geçiş oranına sahiptir.

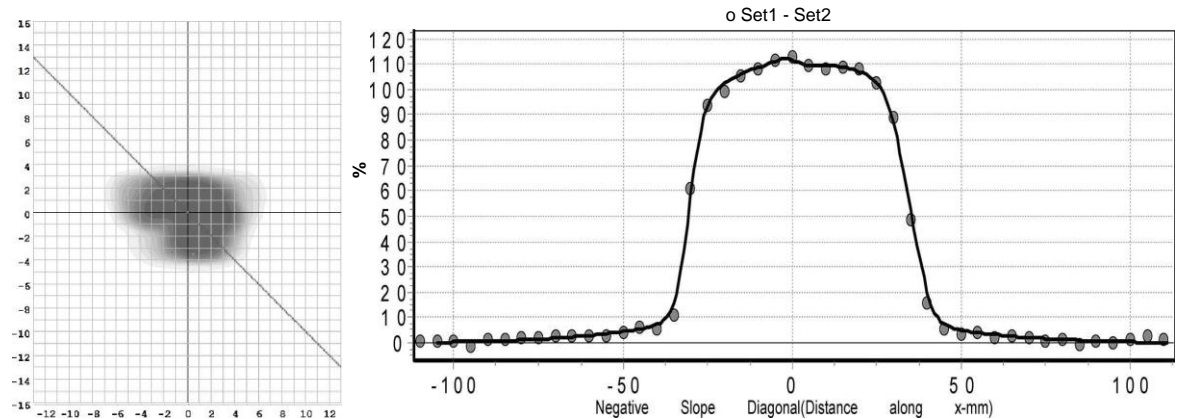
YART alanları için yapılan ışınlamalar sonucunda SNCPatient program tarafından oluşturulan analiz grafikleri Şekil 5.27'den Şekil 5.31'e kadar verilmektedir.



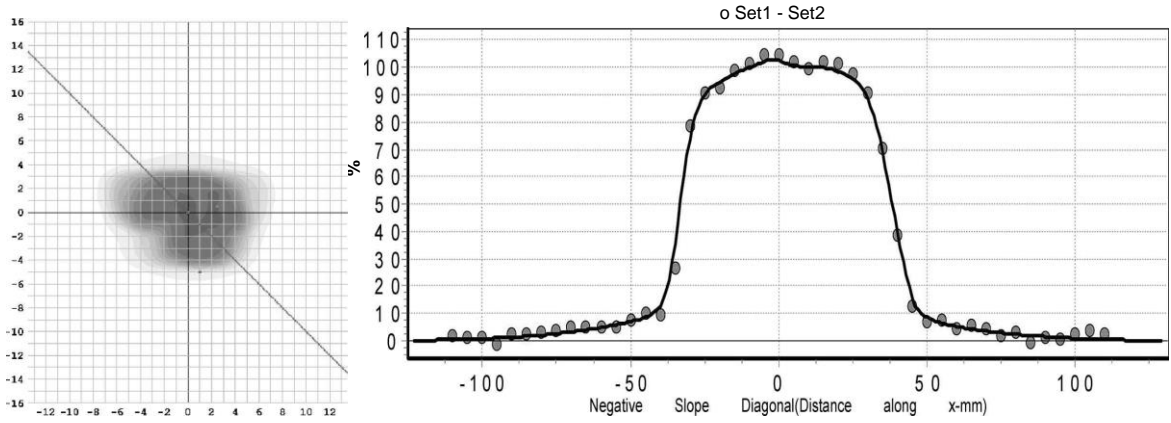
Şekil 5.27. 6 alanlı YART planı gama analizi incelemesi 2 cm derinlik



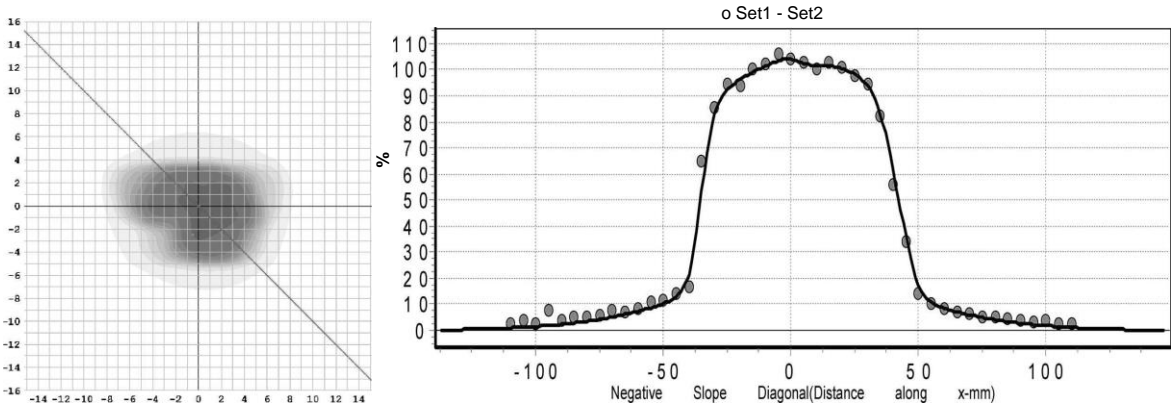
Şekil 5.28. 6 alanlı YART planı gama analizi incelemesi 5 cm derinlik



Şekil 5.29. 6 alanlı YART planı gama analizi incelemesi 10 cm derinlik



Şekil 5.30. 6 alanlı YART planı gama analizi incelemesi 20 cm derinlik



Şekil 5.31. 6 alanlı YART planı gama analizi incelemesi 30 cm derinlik

2 farklı statik bloklü alan ve 6 alanlı YART planına ait gama analizi değerlerinin özeti Çizelge 5.3'te verilmektedir.

Çizelge 5.3. Farklı alanlara ait farklı derinliklerdeki gama analizi sonuçları

	2 cm	5 cm	10 cm	20 cm	30 cm
C şekli	95	95,7	99,7	100	99
Konveks	98,5	100	99,6	99,8	99,5
YART	100	100	100	99,6	100

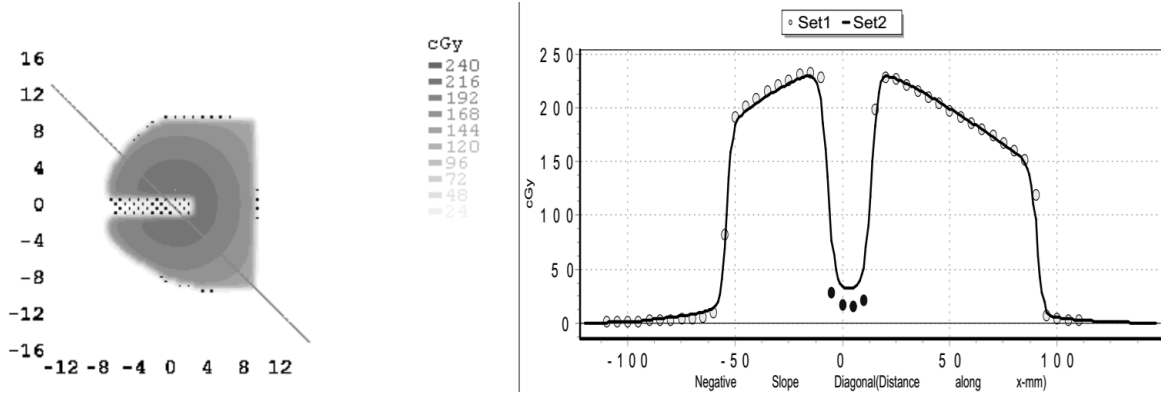
IAEA tarafından yayınlanan TRS 430'da önerilen testlerden biride farklı SSD'lerde algoritmanın hesaplamalarının incelenmesidir. Profiller SSD 100 cm iken, bloklü alanlar SSD 90 cm iken ve YART alanları SSD 95 santimetre iken ışınlama yapılmıştır. 3 farklı SSD'de yapılan farklı kaynak dedektör mesafelerinde yapılan

ölçümler ile bu mesafeler için hesaplanan değerler uyumludur. Sonuç olarak, farklı SSD mesafelerinde algoritmanın etkin bir şekilde çalıştığı görülmektedir.

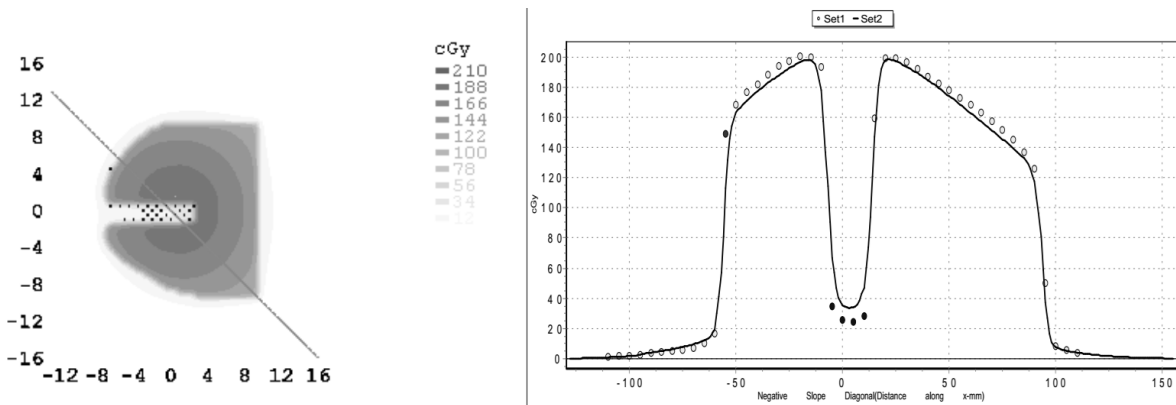
5.2.4. Mutlak Doz Dağılımının İncelenmesi

Göreceli olarak hesaplanan C şekilli ışınlama doz dağılımlarının mutlak doza dönüştürülmüş hallerinin Mapcheck 2 iki boyutlu detektör matrisi ile elde edilmiş ışınlama sonuçları ile karşılaştırması, Şekil 5.32'den, Şekil 5.36'ya kadar verilmektedir. Benzer olarak, konveks şekilli (iç bükey) alandan yapılan ışınlama sonucu elde edilmiş doz dağılımlarının hesaplama sonucu elde edilmiş doz dağılımları ile karşılaştırması, Şekil 5.37'den, Şekil 5.41'e kadar gösterilmektedir.

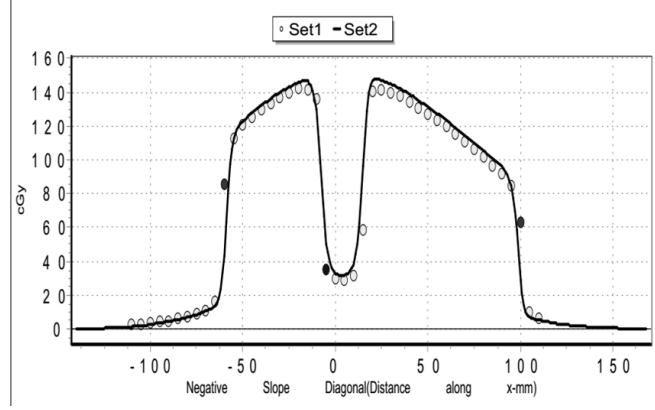
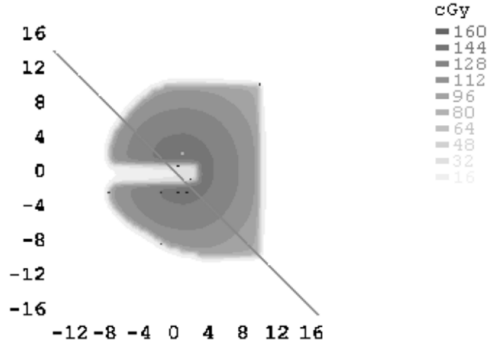
Karşılaştırmada kullanılan global gama analizi yöntemi kriterleri 3mm- %3 doz farkıdır. Eşik değeri olarak %10 kullanılmıştır.



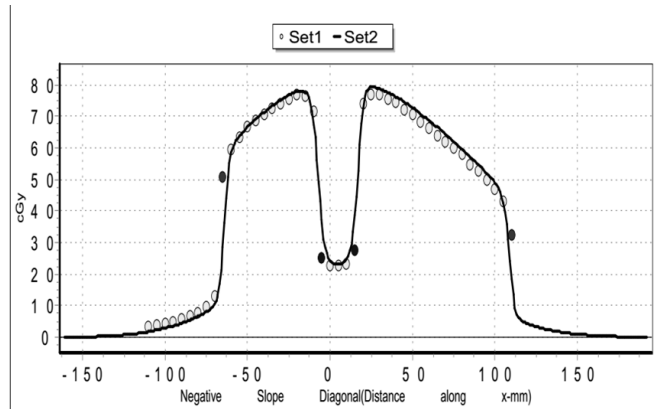
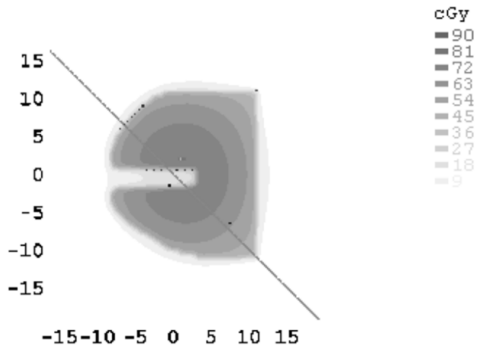
Şekil 5.32. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 2 cm derinlik



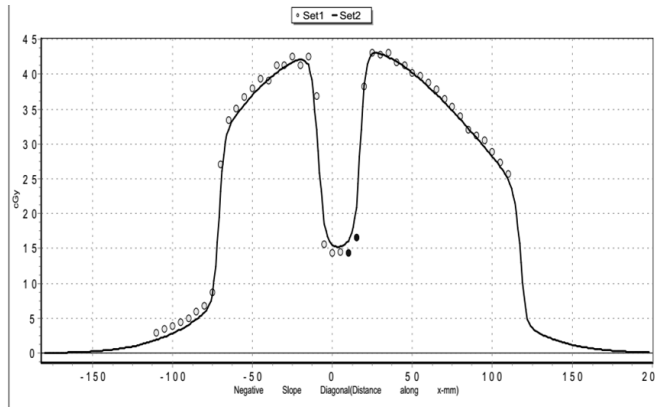
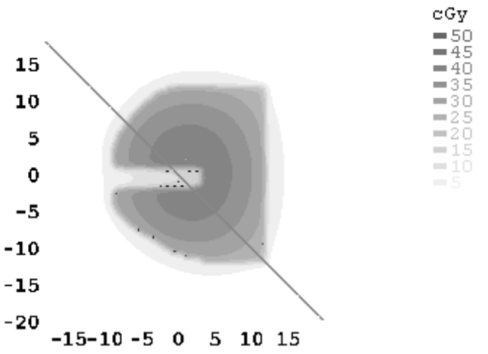
Şekil 5.33. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 5 cm derinlik



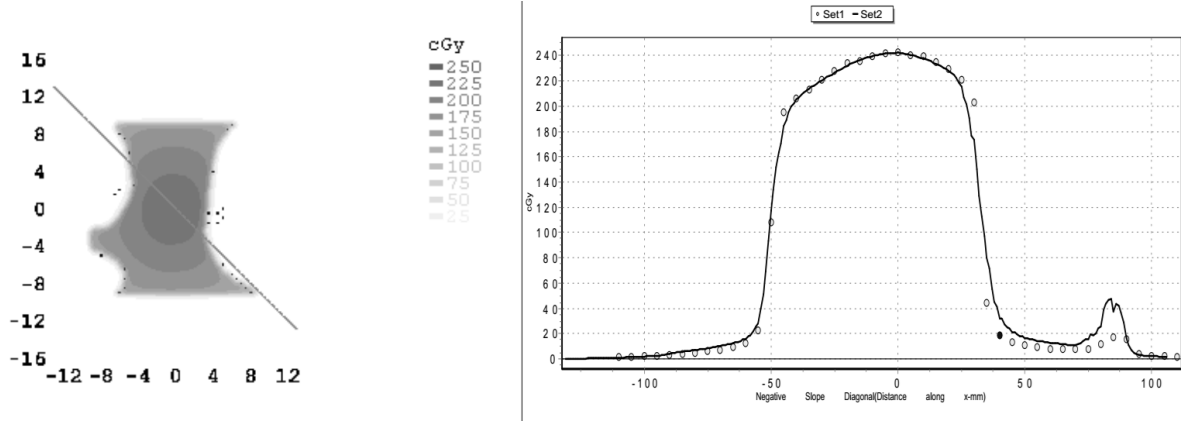
Şekil 5.34. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 10 cm derinlik



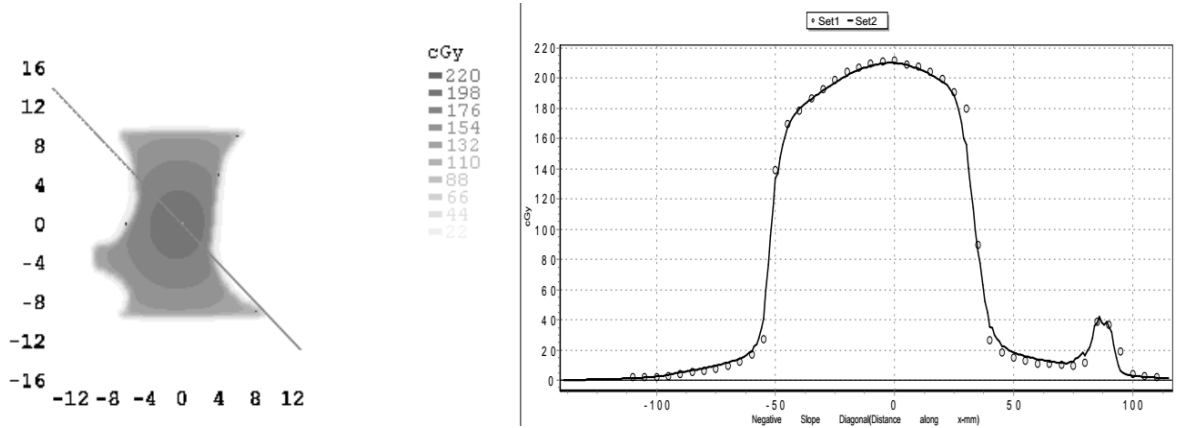
Şekil 5.35. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 20 cm derinlik



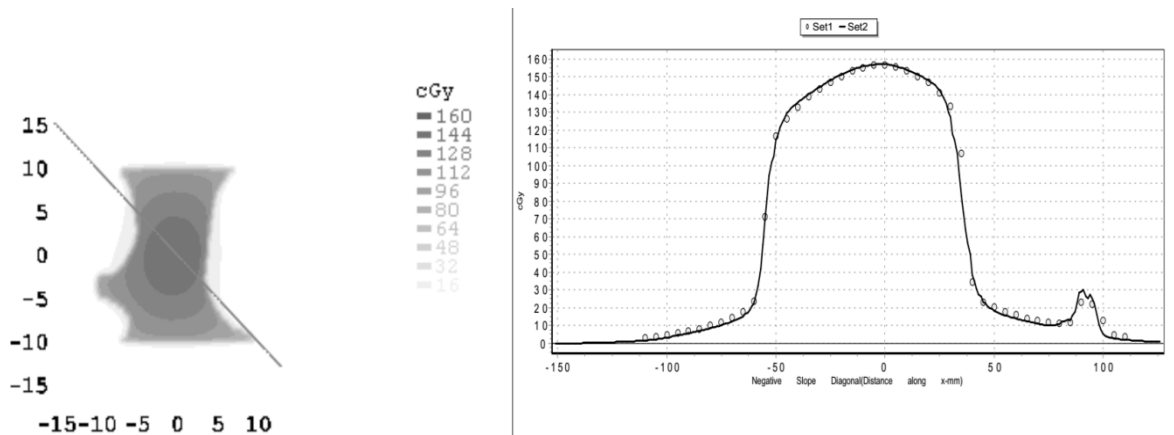
Şekil 5.36. Merkezi eksen korumalı C şekli gama analizi incelemesi 30 cm derinlik



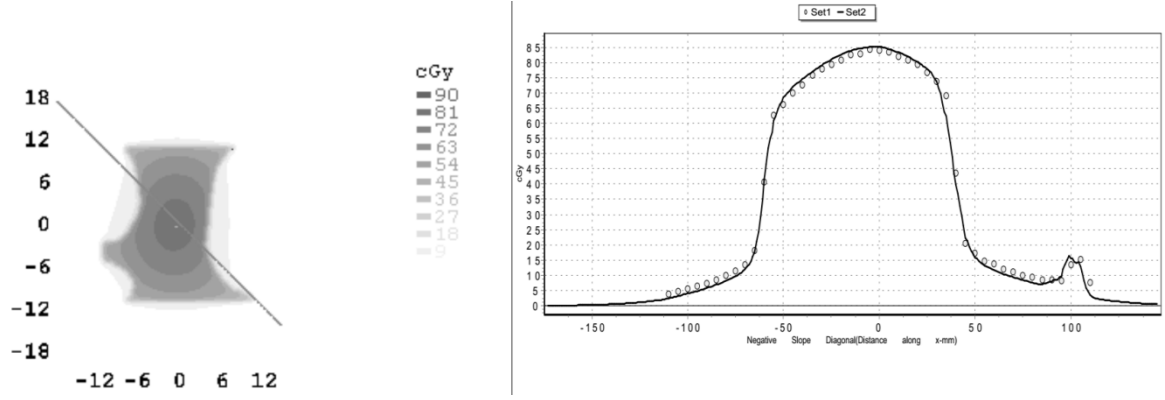
Şekil 5.37. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 2 cm derinlik



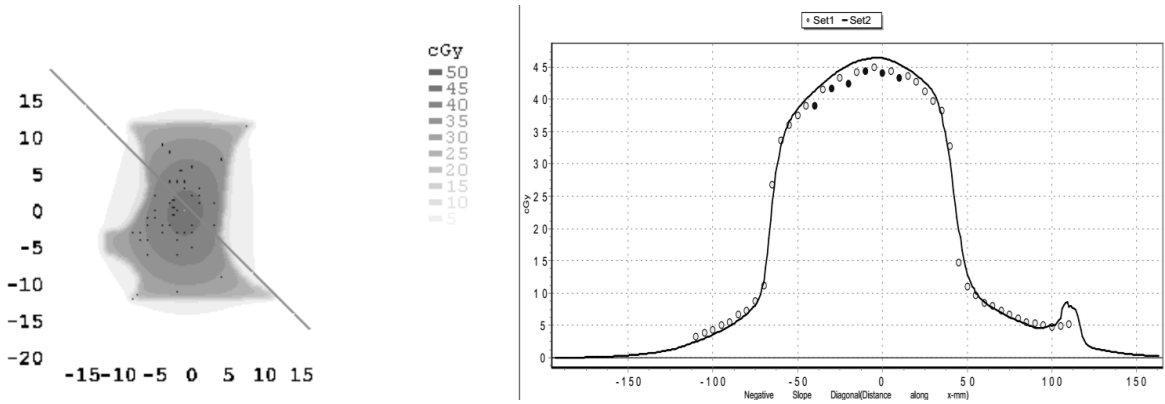
Şekil 5.38. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 5 cm derinlik



Şekil 5.39. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 10 cm derinlik



Şekil 5.40. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 20 cm derinlik



Şekil 5.41. İç bükey korumalı dikdörtgen alan gama analizi incelemesi 30 cm derinlik

C şekilli alan ve konveks alan için farklı derinliklerde yapılan ölçüm ve bu derinlikler için hesaplanan doz haritalarının gama analizi yöntemi ile karşılaştırılması, Çizelge 5.4.'te verilmektedir.

Çizelge 5.4. Farklı alanlara ait farklı derinliklerdeki gama analizi sonuçları

	2 cm	5 cm	10 cm	20 cm	30 cm
C şekli	91,5	95,1	98,5	98,2	98,6
Konveks	95,1	99,7	100	99,9	95,2

5.3. Heterojen Ortamlar İçin Kernel Üretimi Ve Doz Hesabı

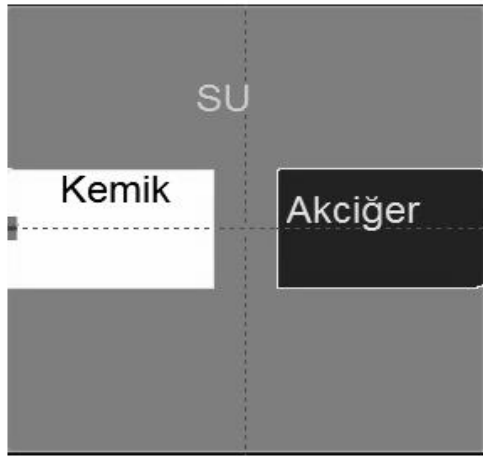
Farklı homojen ortamlar için üretilen kernel katsayıları Çizelge 5.5'te verilmektedir.

Çizelge 5.5. Farklı ortamlara ait yatay saçılma kernel parametreleri

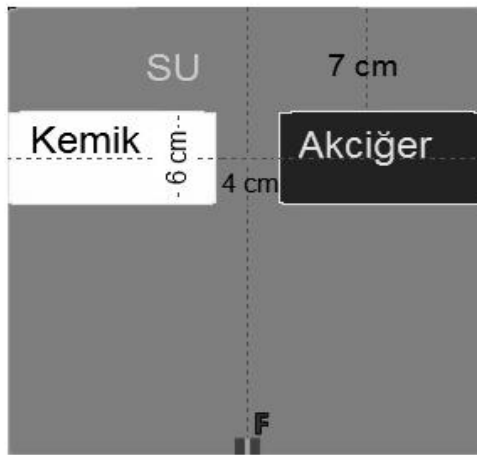
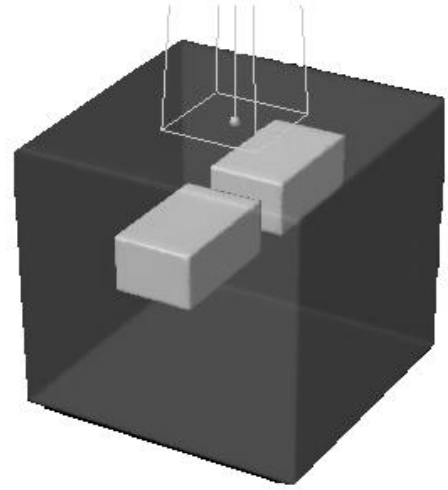
	A	B ₁	B ₂	C
Akciğer	1,0859	0,0763 E-3	1,8995 E-3	0,0905
Su	1,8608	0,0599 E-3	0,4165 E-3	0,0761
Kemik	1,8858	0,103 E-3	0,3669 E-3	0,0971

Çizelge 5.5'te verilen kerneller parametreleri ile akciğer, kemik ve su ortamları için KHA ile hesaplanan doz profilleri MC benzeşimi ile hesaplanan doz profilleriyle karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma kriteri olarak %2 doz farkı ve 1 mm ile %10 eşik değeri kullanılmıştır. Her bir ortam için karşılaştırılan 413 noktadan akciğer ortamında 23, kemik ortamında 1 ve suda 19 tane noktanın gama analizinden kaldığı görülmüştür. Akciğer ortamı için elde edilen geçme oranı %94,4, kemik ortamı için elde edilen geçme oranı %99,8 ve su için elde edilen geçme oranı %95,4'tür.

Hedeflenen nihai kernelin, yoğunluk değişimi bilgisini bir fonksiyon olarak içermesi istenmiştir. Ancak, elde edilen parametre değerleri yoğunluğa bağlı parametre değişiminin bir eğriye uydurulmasını engellemiştir. Sonuç olarak akciğer, kemik ve su için elde edilen parametrelerin birleştirilme işlemi hesaplama esnasında yapılmıştır. Bu kerneller kullanılarak heterojen ortamlarda EDF hesabı yapılmıştır. Heterojen ortamlar için yapılan hesaplamalarda ilgili ortama ait kernel parametreleri kütüphaneden çağırılmak suretiyle kullanılmıştır. Yanal saçılmalar benzeşiminin başarısını incelemek amacıyla 3 farklı madde içeren Şekil 5.42'deki fantom tasarlanmıştır.



10 cm derinlikte kesit

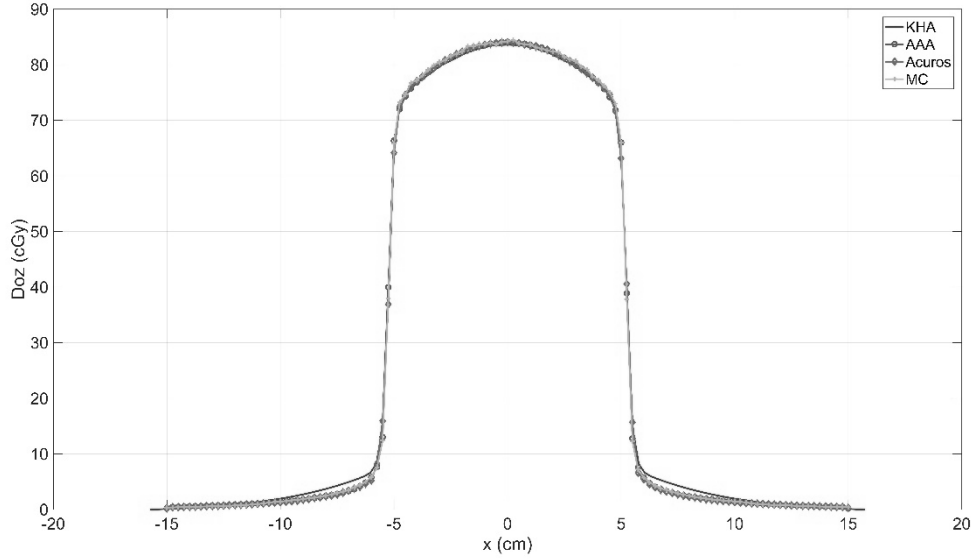


Dikey kesit

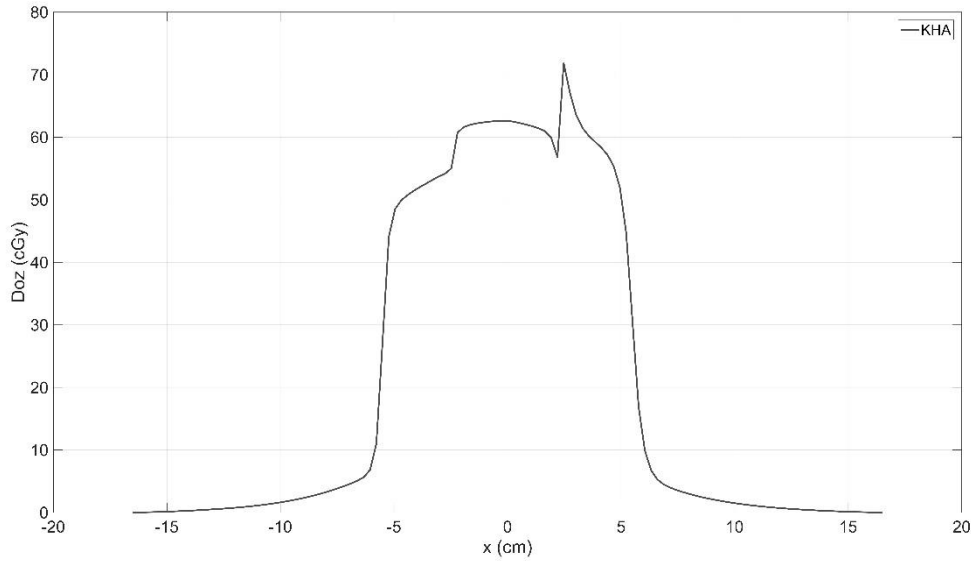
Şekil 5.42. Homojen olmayan ortamda doz hesabı için oluşturulan fantom

Doz dağılımı, fantomun SSD 100 cm'de ve 10 cm x 10 cm alanla 100 MU ile ışınlandığı varsayılarak hesaplanmıştır. Heterojenite blokların üst yüzeyinden 2 cm yukarıdaki ve alt yüzeyinin 2 cm aşağısındaki düzlemlerde doz profilleri farklı algoritmalarla hesaplanmıştır. Doz profillerinin hesaplandığı algoritmalar KHA, AAA, Acuros ve MC algoritmalarıdır. Şekil 5.43'te heterojenite bloklarının üst yüzeyinin 2 cm yukarısındaki doz profilleri karşılaştırılmıştır. Bu derinlik aynı zamanda fantomun 5 cm derinliğine karşılık gelmektedir. Şekil 5.44'de heterojen blokların orta derinliğinde KHA ile hesaplatılmış doz profili bulunmaktadır. Bu doz profilinde ortam geçişi olan bölgelerde pik oluşmaktadır. Bu doz profili dağılım ortanca (medyan) filtre kullanılarak Şekil 5.45'teki haline dönüştürülmüştür. Ortanca filtre için kullanılan pencere genişliği 5 elemandır. Bu da ızgara boyutu göz önünde bulundurulduğunda filtrelenen noktanın 5 mm komşuluğundaki

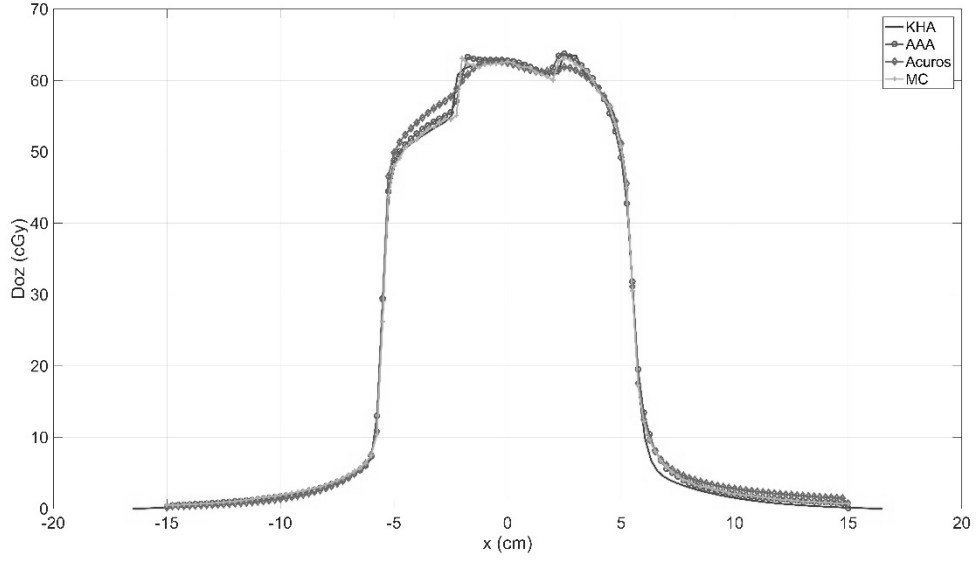
noktalara karşılık gelmektedir. Şekil 5.45'te heterojenite bloklarının orta derinliğindeki profiller karşılaştırılmıştır. Bu derinlik aynı zamanda fantomun 10 cm derinliğine karşılık gelmektedir. Şekil 5.46'da heterojenite bloklarının alt yüzeyin 2 cm altındaki doz profilleri karşılaştırılmıştır. Bu derinlik aynı zamanda fantomun 15 cm derinliğine karşılık gelmektedir.



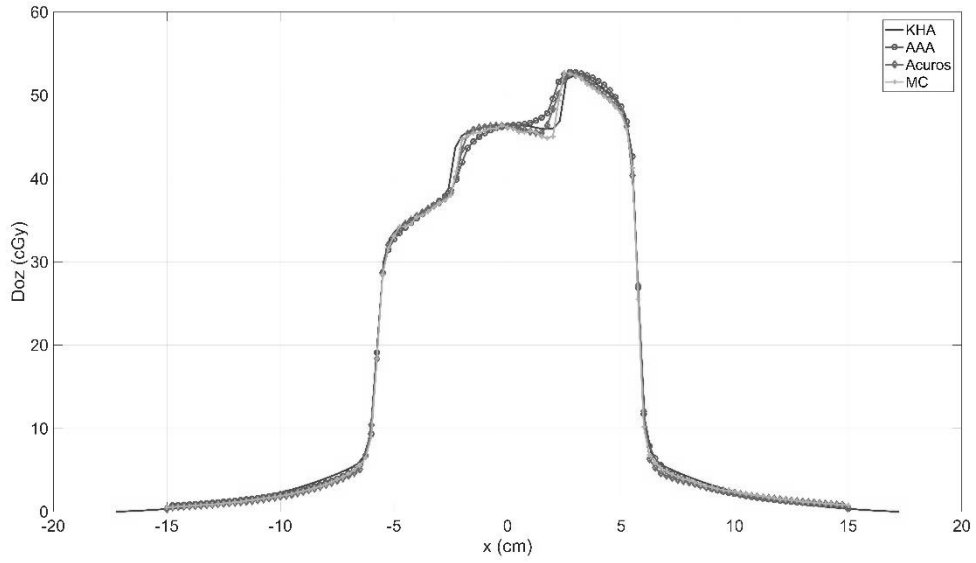
Şekil 5.43. 5 cm derinlikte KHA, AAA, Acuros ve MC algoritmalarının doz profillerinin karşılaştırması



Şekil 5.44. 10 cm derinlikte KHA ile hesaplanan doz profili

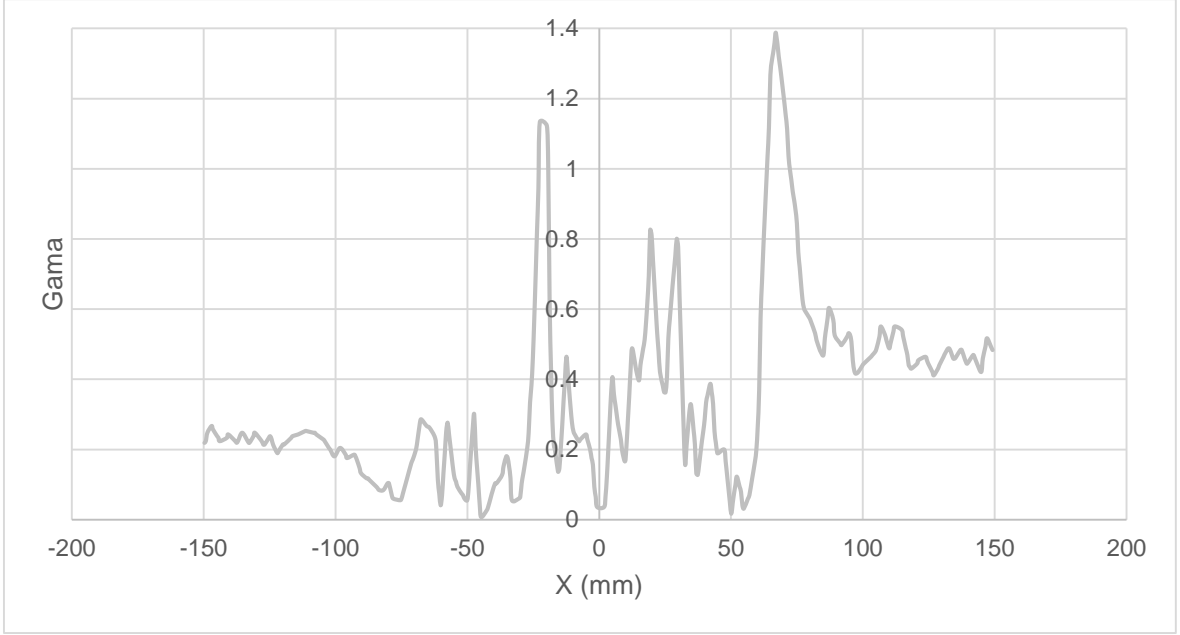


Şekil 5.45. 10 cm derinlikte KHA, AAA, Acuros ve MC algoritmalarının doz profillerinin karşılaştırması



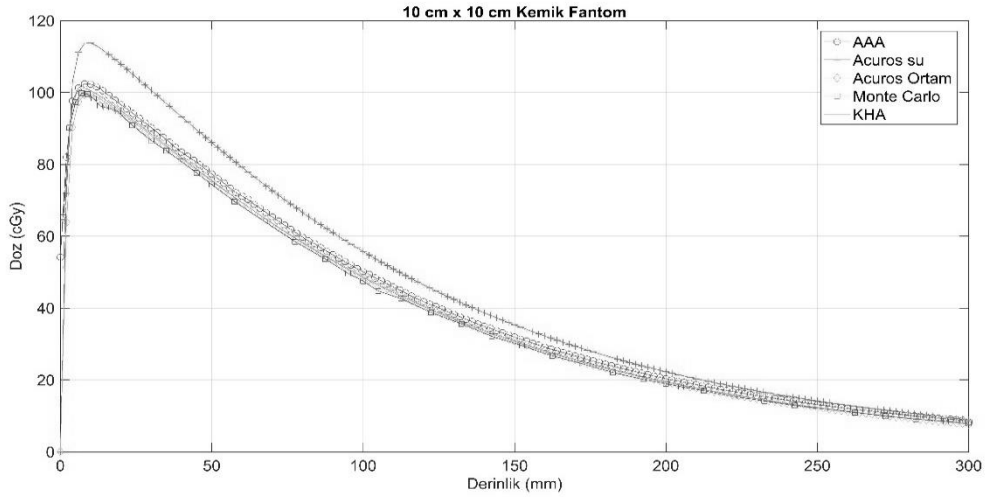
Şekil 5.46. 15 cm derinlikte KHA, AAA, Acuros ve MC algoritmalarının doz profillerinin karşılaştırması

Şekil 5.47'de heterojenite bloklarının orta derinliği olan 10 cm derinlikteki modellenen ve MC benzeşimi ile elde edilen profillerin gamma analizi grafiği mevcuttur. 2 mm %2 kriterine göre geçme oranı %95'in üzerindedir.

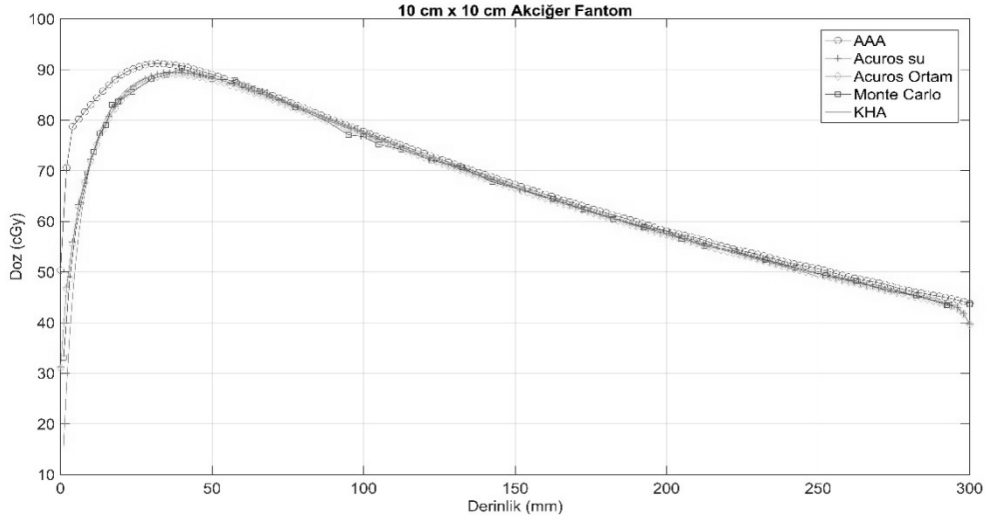


Şekil 5.47. 10 cm derinlikteki gamma analizi grafiği

Kemik ve akciğer ortamları için üretilen kernellerle elde edilen derin doz eğrileri AAA, Acuros ve MC algortimaları ile hesaplanan derin doz eğrileri ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmalar kemik doku için Şekil 5.48'de ve akciğer dokusu için Şekil 5.49'da verilmektedir.

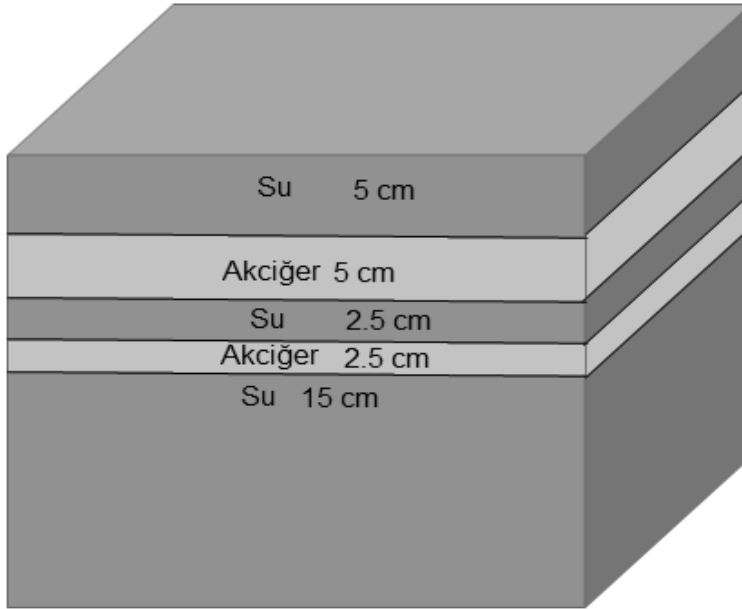


Şekil 5.48. 10 cm x 10 cm alan için farklı algoritmalar ile homojen kemik ortamı için hesaplanan derinliğe bağlı doz değişimleri



Şekil 5.49. 10 cm x 10 cm alan için farklı algoritmalar ile homojen akciğer ortamı için hesaplanan derinliğe bağlı doz değişimleri

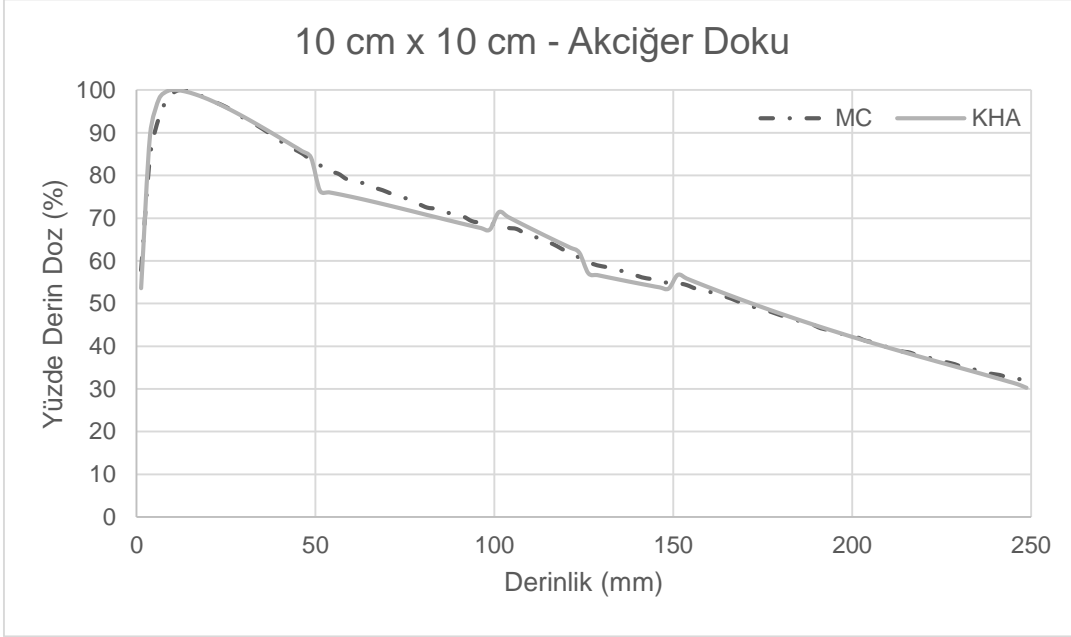
Heterojen ortamda doz hesabının başarısını incelemek amacıyla yoğunluğu farklı levhalardan oluşan Şekil 5.50'deki fantom kullanılmıştır. Hesaplamalar 10 cm x 10 cm alan ve SSD 100 cm için yapılmıştır.



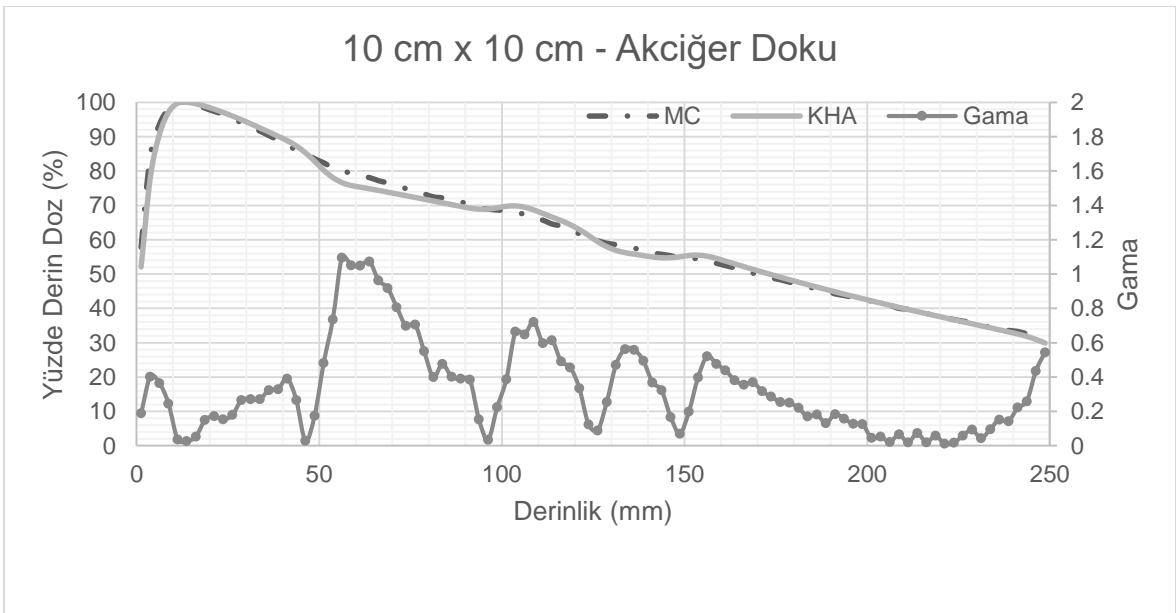
Şekil 5.50. Farklı yoğunluktaki levhalardan oluşan fantom

Hesaplanan derin doz eğrisinin MC benzeşimiyle elde edilen derin doz eğrileri ile karşılaştırması Şekil 5.51'de verilmektedir. Ortam geçişlerindeki oluşan doz piklerini engellemek için düzleştirme işlemi yapılmıştır. KHA doz dağılımı üzerinde

yapılan düzleştirme işlemi sonrası elde edilen yüzde derin doz eğrisi ile MC benzeşiminden elde edilen yüzde derin doz eğrisi Şekil 5.52'de verilmektedir. Şekil 5.52'de ayrıca bu iki YDD eğrisinin gama analizi grafiği bulunmaktadır. Şekil 5.52'de ki gama analizi grafiği 3 mm %3 doz farkı kriteri ile hesaplatılmıştır ve geçme oranı %96'dır. Gama analizi kriteri olarak 2 mm %2 doz farkı seçildiğinde geçme oranı %88'e düşmektedir.

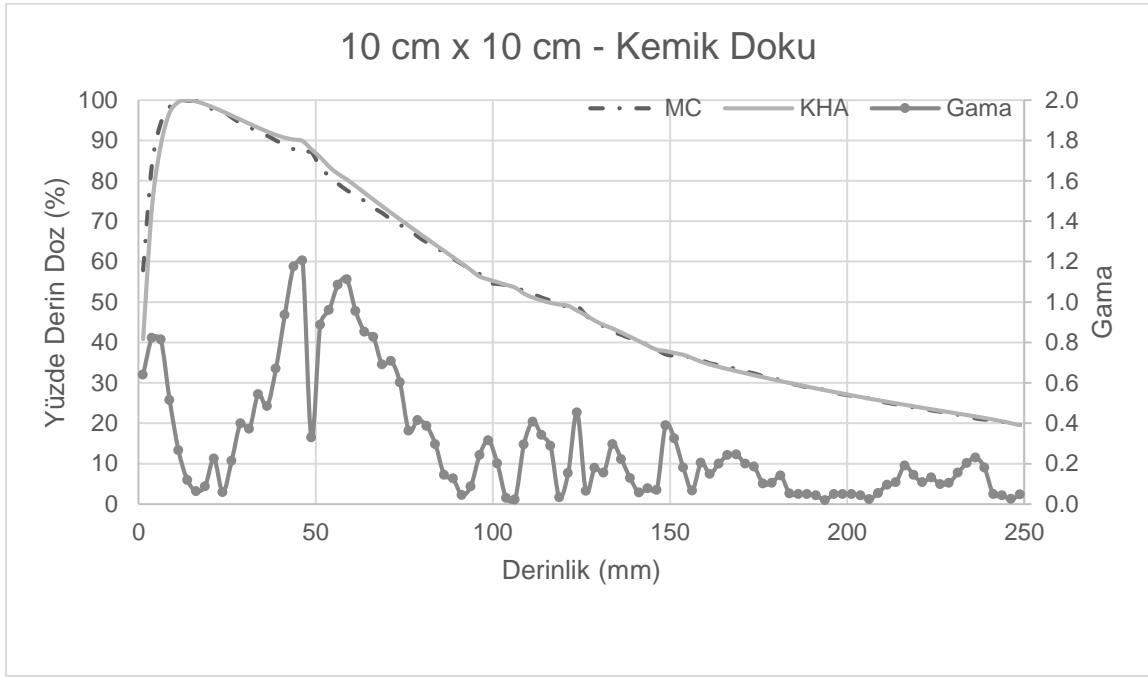


Şekil 5.51. Su ve akciğer yoğunluğundan oluşan fantomda derin doz eğrileri



Şekil 5.52. Su ve akciğer yoğunluğundan oluşan fantomda derin doz eğrileri ve gama analizi ile karşılaştırması

Şekil 5.50'deki fantomda akciğer yoğunlukları yerine kemik yoğunlukları kullanılarak MC yöntemi ve KHA ile doz dağılımları hesaplatılmıştır. Işınlama alanı 10 cm x 10 cm ve SSD 100 cm'dir. Elde edilen YDD eğrileri gama analizi yöntemi ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma kriteri olarak 2 mm %2 doz farkı kullanıldığında geçme oranı %96 olarak bulunmuştur. Karşılaştırma kriteri olarak 3 mm %3 doz farkı kullanıldığında geçme oranı %100 olarak bulunmuştur. Şekil 5.53'te MC ve KHA algoritmaları ile hesaplatılmış yüzde derin doz eğrileri ve 2 mm %2 doz farkı ile yapılan gama analizinin grafiği verilmektedir.



Şekil 5.53. Su ve kemik yoğunluğundan oluşan fantomda derin doz eğrileri ve gama analizi ile karşılaştırması

5.4. Tartışma ve Yorumlar

Varian firması tarafından sağlanan Monte Carlo faz-uzay veri paketinin iki nolu sürümü kullanılarak TrueBeam linakta bulunan 6 FFF x-ışını enerjisinin benzeşimi başarılı bir şekilde yapılmıştır. 1 mm %1 doz farkı hassasiyetiyle 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm ve 20 cm x 20 cm alanlara ait benzeşimler yapılmıştır. 5 cm x 5 cm'den daha küçük ve 20 cm x 20 cm'den daha büyük alanlar için benzeşim yapılmamıştır. Monte Carlo benzeşimi sonucu elde edilen doz dağılımının ölçümler sonucu elde edilen doz dağılımı ile uyumlu olduğu gösterilmiştir.

Çalışmada sudan farklı ortamlarda da kalem huzme kernelleri üretilmiştir. Sudan farklı ortamlardaki doz dağılımını ölçmek pratik ve uygulanabilir değildir. Bu nedenle, farklı maddeleri içeren ortamlarda doz dağılımını elde etmek için Monte Carlo benzeşimi kullanılmıştır. Farklı maddeler içeren homojen ortamlar için MC ile elde edilen doz dağılımları tedavi planlama sistemi algoritmalarından elde edilen doz dağılımları ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmada sonuçların yakın olduğu bulunmuştur. Sonuçlar incelendiğinde, söz konusu veri paketinin çalışmalarda güvenli bir şekilde kullanılabileceği görülmüştür. Veri paketi, BEAMnrc ve DOSXYZnrc ile uyumlu çalışmaktadır.

Kalem huzme kerneller 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm ve 20 cm x 20 cm gibi geniş alan ışınlamaları kullanılarak elde edilebilirler. Monte Carlo benzeşimi ile elde edilen doz dağılımlarını kullanılarak kernelleri hesaplamak mümkündür. Eksponansiyel toplamalar 6 FFF enerjisinde de kalem huzme kerneli olarak kullanılabilir. Kernel parametreleri optimizasyon yaklaşımı ile hesaplanabilir. Ölçülen ya da benzeşimlerle elde edilen doz profilleri, optimizasyonda yakınsanmaya çalışılan veri kümesi olarak kullanılabilir. Ayrıca, gama analizi yöntemi optimizasyonda ceza fonksiyonu olarak kullanılabilir. Kernel üretiminde MATLAB optimizasyon kütüphanesinde bulunan çok değişkenli, kısıtlamasız, türevsiz (Fminsearch) algoritma kernel katsayılarının tayininde hızlı sonuç veren bir yöntemdir. Düzleştirici filtrenin olmayışı bu enerjilerde kalem huzme parametrelerinin çoğunun derinliğe bağlı değişiminin ihmal edilecek düzeyde olmasını sağlamaktadır. Bunun sonucu olarak, derinliğe bağlı hesaplama sayısı azalmış olur. Hesaplama sayısı azaldığından hesaplama süresi de azalır.

Kalem huzme kerneli olarak çift eksponansiyel toplamından oluşan kernel kullanılmıştır. Bu kernelde sadece ikinci terimin katsayısı derinliğe bağlı olarak doğrusal değişmektedir. Diğer katsayılar derinliğe bağlı değişmemektedir ve sabittir. Bu kernel yapısı ile homojen ortamlar için korumalı alanlarda ve YART alanlarında göreceli doz dağılımlarının başarıyla hesaplanabileceği gösterilmiştir. Diğer taraftan, korumalı alanlarda mutlak doz değerleri ile ölçülen doz değerlerinin uyumlu olduğu gösterilmiştir. Farklı yoğunluklara sahip homojen ortamlarda da yine bu ortamlar için üretilen kernellerin doğru çalıştığı gösterilmiştir. Farklı homojen ortamlar için üretilen kerneller, heterojen ortamlarda bir arada

kullanılmıştır. Ortam geçişlerinin olduğu bölgelerde hesaplama sonucunda piklerin oluştuğu gözlenmiştir. Bu durumun üstesinden gelmek için ortanca filtre ve ortalama almanın uygun olduğu gösterilmiştir. Kalem huzme algoritması doz hesaplamalarında kullanılabilir hızlı ve güvenilir bir algoritmadır.

Bu çalışma kapsamında sadece çift eksponansiyel içeren kernel kullanılmıştır. Farklı kernel fonksiyonlarının FFF enerjileri için uyumu incelenmelidir. Ortam geçişlerinde hesaplama kaynaklı oluşan piklerin engellenmesi farklı filtre teknikleriyle de araştırılmalıdır.

Tedavi planlama algoritmaları klinik kullanım için ya da bu çalışmada olduğu gibi araştırma amaçlı olabilir. Her iki durumda da algoritmalar uluslararası tavsiyeleri dikkate alarak devreye alınmalıdır. Bu sayede, bilimsel ve klinik standardizasyon artacaktır ve devreye alma deneyimini paylaşmak için büyük bir avantaj sağlanacaktır.

Bu tez kapsamında çalışılan yöntem ile bağımsız doz hesaplaması yapılmaktadır. Bağımsız doz hesaplaması yapabilmesi sayesinde planlama kalite kontrolüne yönelik bir yazılıma dönüştürülebilir. Konu üzerinde gelecekte yapılması planlanan üç çalışma bulunmaktadır. Bunlardan birincisi düzleştirici filtre içermeyen farklı x-ışını enerjilerine uygulanabilirliğinin incelenmesidir. İkincisi, TrueBeam dışındaki doğrusal hızlandırıcılarda kullanılan filtresiz enerjilerdeki başarısını incelemektir. Üçüncüsü, Varian firması tarafından geliştirilen Eclipse algorithm API (EA-API) uygulamasına entegre etmektir.

KAYNAKLAR

- [1] F.M. Khan, The Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, Chapter 4, **2003**
- [2] Üyelikle, <https://varian.force.com/apex/cphomepage> (15 Ağustos **2018**)
- [3] M., Constantin, J., Perl, T., LoSasso, A., Salop, D., Whittum, A., Narula, M., Svatos, P.J., Keall, Modeling the truebeam linac using a CAD to Geant4 geometry implementation: dose and IAEA-compliant phase space calculations, Med Phys.,38, (**2011**), 4018
- [4] E., Gete, C., Düzenli, M.P., Milette, A., Mestrovic, D., Hyde, A.M., Bergman, T., Teke, A Monte Carlo approach to validation of FFF VMAT treatment plans for the TrueBeam linac, Med Phys, 40, (**2013**), 021707
- [5] M.F., Belosi, M., Rodriguez, A., Fogliata, L., Cozzi., J., Sempau, A., Clivio, G., Nicolini, E., Vanetti, H., Krauss, C., Khamphan, P., Fenoglietto, J., Puxeu, D., Fedele, P., Mancosu, L., Brualla, Monte Carlo simulation of TrueBeam flattening-filter-free beams using Varian phasespace files: Comparison with experimental data, Med. Phys., 41, (**2014**), 051707
- [6] N., Papanikolaou, J.J., Battista, A.L., Boyer, C., Kappas, E., Klein, T.R., Mackie, M., Sharpe, J., Van Dyk, Tissue Inhomogeneity Corrections For Megavoltage Photon Beams, AAPM Report, No.85, Wisconsin, **2004**
- [7] M.E., Ertürk, Film Dozimetre ve İki Boyutlu İyon Odası Kullanılarak Oluşturulan Doz Haritalarının Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Haritaları ile Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, **2008**
- [8] E.B., Podgorsak, Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students, IAEA, Vienna, Chapter 6, **2005**
- [9] A.L., Boyer, Shortening the calculation time of photon dose distributions in inhomogeneous medium, Medical Physics, 11, (**1984**), 552
- [10] A., Boyer, E., Mok, A photon dose distribution model employing convolution calculations, Medical Physics, 12, (**1985**), 69
- [11] R., Mohan, C., Chui, L., Lidofsky, Differential pencil beam dose computation model for photons, Medical Physics, 13, (**1986**), 64
- [12] A., Boyer, E., Mok, Calculation of photon dose distributions in an inhomogeneous medium using convolutions Medical Physics, 13, (**1986**), 503

- [13] R., Mohan, C., Chui, Use of fast Fourier transforms in calculating dose distributions for irregularly shaped fields for three-dimensional treatment planning, *Medical Physics*, 14, (1987), 70
- [14] C., Chui, R., Mohan, Extraction of pencil beam kernels by the deconvolution method, *Medical Physics*, 15, (1988), 138
- [15] A., Ahnesjo, M., Saxner, A., Trepp, A pencil beam model for photon dose calculation, *Medical Physics*, 19, (1992), 263
- [16] J., Bourland, E.L., Chaney, A finite-size pencil beam model for photon dose calculations in three dimensions *Medical Physics*, 19, (1992), 1401
- [17] T., Bortfeld, W., Schlegel, B., Rhein, Decomposition of pencil beam kernel for fast dose calculations in three-dimensional treatment planning, *Medical Physics*, 20, (1993), 311
- [18] C.P., Ceberg, B.E., Blamgard, T.C., Zhu, Experimental determination of the dose kernel in high-energy x-ray beams, *Medical Physics*, 23, (1996), 505
- [19] P.C., Ceberg, B.E., Bjamgard, The effects of divergence and nonuniformity on the x-ray pencil-beam dose kernel, *Medical Physics*, 23, (1996), 1531
- [20] P., Storchi, E., Woudstra, Calculation models for determining the absorbed dose in water phantoms in off-axis planes of rectangular fields of open and wedge photon beams, *Physics in Medicine and Biology* 40, (1995), 511
- [21] P., Storchi, E., Woudstra, Calculation of the absorbed dose distribution due to irregular shaped photon beams using pencil beam kernels derived from basic beam data, *Physics in Medicine and Biology*, 41, (1996), 637
- [22] P., Storchi, L.J., Van Battum, E., Woudstra, Calculation of a pencil beam kernel from measured photon beam data, *Physics in Medicine and Biology*, 44, (1999), 2917
- [23] U., Jelen, M., Sohn, M., Alber, A finite size pencil beam for IMRT dose optimization, *Physics in Medicine and Biology*, 50, (2005), 1747
- [24] U., Jelen, M., Alber, A finite size pencil beam for IMRT dose optimization: density corrections, *Physics in Medicine and Biology*, 52, (2007), 617
- [25] Y., Watanabe, Point dose calculations using an analytical pencil beam kernel for IMRT plan checking, *Physics in Medicine and Biology*, 46, (2001), 1031
- [26] T., Nyholm, J., Olofsson, A., Ahnesjo, M., Karlsson, Photon pencil kernel parametrization based on beam quality index, *Medical Physics*, 78, (2006), 347
- [27] X., Gu, D., Choi, C., Men, H., Pan, A., Majumdar, S.B., Jiang, GPU-based ultra-fast dose calculation using a finite size pencil beam model, *Physics in Medicine and Biology*, 54, (2009), 6287

- [28] X., Gu, U., Jelen, J., Li, X., Jia, S.B., Jiang, GPU-based finite-size pencil beam algorithm with 3D-density correction for radiotherapy dose calculation, *Physics in Medicine and Biology*, 56, (2011), 3337
- [29] O., Koncek, J., Krivonoska, A 3D superposition pencil beam dose calculation algorithm for ⁶⁰Co therapy unit and its verification MC simulation, *Radiation Physics and Chemistry*, 104, (2014), 216
- [30] P., Zhang, A., Simon, R.D, Crevoisier, P., Haigron, M.H., Nassef B., Li, H., Shu, A new pencil beam model for photon dose calculations in heterogeneous media, *Phys. Med.*, 30, (2014), 765
- [31] D.W., Rogers, B.A., Faddegon, G.X., Ding, C.M., Ma, J., We, T.R., Mackie, BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units, *Med. Phys.*, 22, (1995), 503
- [32] S.A., Naqvi, M.A., Earl, D.M., Shepard, Convolution/ superposition using the Monte Carlo method, *Phys. Med. Biol.* 48, (2003),2101
- [33] N., Reynaert, S.C., van der Marck, D.R., Schaart, W., Van der Zee, C., Van Vliet-Vroegindeweij, M., Tomsej, J., Jansen, B., Heijmen, M., Coghe, C., De Wagter, Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams, *Radphyschem*, 76, (2006),643
- [34] B., Juste, B., Miro, J.M., Campoya, S., Diez, G., Verdu, Radiotherapy treatment planning based on Monte Carlo techniques. *NIMP*, 1-3, (2010),252
- [35] J.E., Morales, R., Hill, S.B., Crowe, T., Kairn, J.V., Trapp, A comparison of surface doses for very small field size x-ray beams: Monte Carlo calculations and radiochromic film measurements, *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, 37, (2014), 303
- [36] G.A., McAuley, A.V., Teran, J.D., Slater, J.M., Slater, A.J., Wroe, Evaluation of the dosimetric properties of a diode detector for small field proton radiosurgery, *JACMP*, 16, (2015), 51
- [37] T.S., Underwood, J., Thompson, L., Bird, A.J, Scott, P., Patmore, H.C., Winter, M.A., Hill, J.D., Fenwick, Validation of a prototype Diode Air for small field dosimetry, *Phys Med Biol*, 60, (2015), 2939
- [38] A.M., Bergman, K., Otto, C., Duzenli, The use of modified single pencil beam dose kernels to improve IMRT dose calculation accuracy, *Med Phys*, 31, (2004), 3279
- [39] IAEA, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, Technical Report Series, No.430, Vienna, 2004
- [40] J.B., Smilowitz, I.J., Das, V., Feygelman, B.A., Fraass, S.F., Kry, I.R., Marshall, D.N., Mihailidis, Z., Ouhib, T., Ritter, M.G., Snyder, L., Fairbent,

- AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations-Megavoltage Photon and Electron Beams, JACMP, 16, (2015), 5
- [41] D.A., Low, J.F., Dempsey, Evaluation of the gamma dose distribution comparison method, Med. Phys., 30, (2003),2455
- [42] E.M., McKenzie, P.A., Balter, F.C., Stingo, J., Jones, D.S., Followill, S.F., Kry, Toward Optimizing Patient-Specific IMRT QA Techniques in the Accurate Detection of Dosimetrically Acceptable and Unacceptable Patient Plans, Med. Phys., 41, (2014),121702
- [43] J.E., Bresenham, Fast Algorithm for computer control of a digital plotter CT, IBM Systems Journal, 4, (1965), 1
- [44] R.L., Siddon, Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array, Med Phys., 12, (1985), 252
- [45] H.X., Zhao, A.J., Reader, Fast projection algorithm for voxel arrays with object dependent boundaries, IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 3, (2002),1490
- [46] G.P., Han, Z.R., Liang, and J.S., You, A fast ray-tracing technique for TCT and ECT studies, IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 3, (1999),1515
- [47] C., Fox, J.F., Dempsey, Implementation of a fast incremental algorithm for voxel radiological path determination, Medical Physics, 47th AAPM Annual Meeting, 24-28 Temmuz, Seattle Washington, ABD, 2005
- [48] Z., Xue, L., Zhang, J., Pan, A New Algorithm for Calculating the Radiological Path in CT Image Reconstruction, International Conference on Electronic & Mechanical Engineering and Information Technology, 12-14 Ağustos, Harbin, Çin, 2011
- [49] R.L., Siddon, Prism representation: a 3D ray-tracing algorithm for radiotherapy applications, Phys. Med. Biol., 30, (1985), 817
- [50] M.D., Altschuler, M.R, Sontag, P., Bloch, Rapid three-dimensional treatment planning: Ray-tracing approach to primary component dose calculation, Phys. Med. Biol., 32, (1987), 543
- [51] W., Ulmer, D., Harder, A Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning, Med. Phys. 5, (1995), 25
- [52] Anonim, Kemik doku etkileşim verisi, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/bone.html>, (25 Ağustos, 2018)
- [53] Anonim, Akciğer doku etkileşim verisi, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/lung.html>, (25 Ağustos, 2018)

- [54] Anonim, Su etkileşim verisi, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/water.html>, (25 Ağustos, **2018**)
- [55] J, Olofsson T., Nyholm A., Ahnesjo M., Karlsson, Dose uncertainties in photon pencil kernel calculations at off-axis positions Med Phys, 33, (**2006**), 3418
- [56] B., Fraass, K., Doppke, G., Kutcher, G., Starschall, R., Stern, J., Van Dyke, Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, Med. Phys., 25, (**1998**), 1773

TEZDEN TÜRETİLMİŞ BİLDİRİLER

1. Ertürk, M.E., Kocar, C., Gürdallı, S., Tombakoğlu, M., 2017. A Pencil Beam Kernel Model For Flattening Filter-Free X-Ray Beams. RAD2017: Fifth International Conference On Radiation And Applications In Various Fields Of Reseach, Budva, Karadağ, 12-16 Temmuz
2. Ertürk, M. E., Kocar, C., Tombakoğlu, M., Gürdallı, S., 2015, Simplified Pencil Beam Kernel For Unfiltered Energies, 57th Annual Meeting & Exhibition of the American Association of Physicists in Medicine, Anaheim, Kaliforniya, ABD, 12-16 Temmuz
3. Ertürk, M. E., Kocar, C., Tombakoğlu, M., Gürdallı, S., 2015, Filtresiz Enerjilerde Doz Hesaplama Kernel Parametrelerinin Derinlik Bağımlılığının Azaltılması, 15. Medikal Fizik Kongresi, Trabzon, Türkiye, 16-19 Mayıs
4. Ertürk, M. E., Kocar, C., Tombakoğlu, M., Gürdallı, S., 2013, Kısıtlı, Kısıtlı Olmayan Ve Genetik Algoritma Optimizasyon Teknikleri Kullanılarak Pencil Beam Kernellerin Eldesi, 14. Medikal Fizik Kongresi, Antalya, Türkiye, 21-24 Kasım



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLER ENSTİTÜSÜ
NÜKLEER ENERJİ MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI'NA

Tarih: 21/01/2019

Tez Başlığı / Konusu: DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRESİZ TEDAVİ SİSTEMLERİ İÇİN KALEM HUZME KERNELİ GELİŞTİRİLMESİ

Yukarıda başlığı/konusu gösterilen tez çalışmamın a) Kapak sayfası, b) Giriş, c) Ana bölümler d) Sonuç kısımlarından oluşan toplam 117 sayfalık kısmına ilişkin, 21/01/2019 tarihinde tez danışmanım tarafından *T urnitin* adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 4 'tür.

Uygulanan filtrelemeler:

- 1- Kaynakça hariç
- 2- Alıntılar dâhil
- 3- 5 kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Çalışması Orjinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Uygulama Esasları'nı inceledim ve bu Uygulama Esasları'nda belirtilen azami benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Gereğini saygılarımla arz ederim.

21/01/2019

Adı Soyadı: Mehmet Ertuğrul ERTÜRK
Öğrenci No: N08142594
Anabilim Dalı: Nükleer Enerji Mühendisliği
Programı: Nükleer Enerji Mühendisliği
Statüsü: Y.Lisans Doktora Bütünleşik Dr.

DANIŞMAN ONAYI

UYGUNDUR.

Prof. Dr. Cemil KOCAR
(Unvan, Ad Soyad, İmza)

ÖZGEÇMİŞ

Kimlik Bilgileri

Adı Soyadı : Mehmet Ertuğrul Ertürk

Doğum Yeri : Artvin

Medeni Hali : Evli

E-posta : mehertert@gmail.com

Adresi : Huzur Mah. Cumhuriyet ve Demokrasi Cad. Oyak Sit. 5. Blok No:
19 Sarıyer/ İstanbul

Eğitim

Lise : Ankara Gazi Anadolu Lisesi

Lisans : Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Nükleer Enerji
Mühendisliği

Yüksek Lisans : Hacettepe Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Radyoterapi Fiziği

Yabancı Dil ve Düzeyi

İngilizce: Çok iyi

İş Deneyimi

Temmuz 2011- : Medikal Fizik Müdür Asistanı, MNT Sağlık Hizmetleri AŞ.

Nisan 2007- Temmuz 2011: Araştırma Görevlisi, Hacettepe Üniversitesi
Radyasyon Onkolojisi Bölümü

Eylül 2005 – Nisan 2007: VHKİ, Ulaştırma Bakanlığı Kara Ulaştırma Genel
Müdürlüğü

Deneyim Alanları

Monte Carlo Yöntemi, Radyoterapi Fiziği, Radyasyon Ölçüm ve Değerlendirme,
Radyasyon Dozu Hesaplama Yöntemleri, Radyasyon Güvenliği, Radyasyon
Onkolojisi, Yazılım Geliştirme, Proje Yönetimi