

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BETA YAYAN KAYNAKLARIN İŞİNİMİNİN
MANYETİK ALAN ALTINDA MONTE CARLO
İLE SİMÜLASYONU**

BERRİN ÇAVUŞOĞLU

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR-2010

DEU.HSI.MSc-2007970139

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BETA YAYAN KAYNAKLARIN İŞİNİMİNİN
MANYETİK ALAN ALTINDA MONTE CARLO
İLE SİMÜLASYONU**

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BERRİN ÇAVUŞOĞLU

DANIŞMANLAR

Yrd. Doç Dr. Kadir Akgüngör

Prof. Dr. Hatice Durak

DEU.HSI.MSc-2007970139

JÜRİ İMZALARI

Medikal Fizik Yüksek Lisans öğrencisi Berrin Çavuşoğlu'nun 'Beta Yayan Kaynakların Işınımının Manyetik Alan Altında Monte Carlo ile Simülasyonu' isimli tez projesi tarafımızdan başarılı/başarısız bulundu.

1. Jüri Başkanı

Yrd Doç Dr. Kadir Akgüngör

2. Jüri Üyesi

Prof. Dr. Hatice Durak

3. Jüri Üyesi

Prof. Dr. Gamze Çapa Kaya

4. Jüri Üyesi

Doç. Dr. Ayşe Nur Demiral

5. Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Hakan Epik

1. Yedek Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Özlem Karadeniz

2. Yedek Jüri Üyesi

Prof. Dr. Emel Ada

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	i
TABLO LİSTESİ.....	iii
ŞEKİL LİSTESİ.....	vii
GRAFİK LİSTESİ.....	viii
KISALTMALAR.....	x
ÖNSÖZ.....	xi
1. ÖZET.....	1
2. SUMMARY.....	3
3. GİRİŞ VE AMAÇ.....	5
4. GENEL BİLGİLER.....	6
4.1 Beta Parçacık Emisyonu.....	6
4.1.1 Beta Radyasyonunun Maddeyle Etkileşimi.....	7
4.1.2 Enerji Kaybı Mekanizması.....	7
4.1.3 Menzil-Enerji İlişkisi.....	9
4.1.4 Tıpta Kullanılan Radyonüklidler.....	9
4.2 Manyetik Alanda Yüklü Parçacık Hareketi	11
4.3 Bilgisayarlı Simülasyon.....	12
4.3.1 Monte Carlo Metodu.....	13
4.3.2 Geant4.....	15
4.3.2.1 Geant4 Uygulama Kapsamı.....	15
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	18
5.1 Çalışmanın Şekli.....	18
5.2 Çalışmada Kullanılan Gereçler.....	18
5.2.1 Bilgisayar.....	18
5.2.2 Geant4.....	18

	Sayfa
5.2.3 Matlab.....	18
5.2.4 Origin.....	18
5.3 Yöntem.....	19
5.3.1 Geant4'da Programın Yazılması.....	19
5.4 Verilerin Değerlendirilmesi.....	22
5.5 Araştırmanın Sınırlılıkları.....	22
5.6 Etik Kurul Onayı.....	23
6. BULGULAR.....	24
6.1 0,5 MeV Enerjili Beta Parçacığının Simülasyon Verileri.....	24
6.2 1 MeV Enerjili Beta Parçacığının Simülasyon Verileri.....	28
6.3 1,5 MeV Enerjili Beta Parçacığının Simülasyon Verileri.....	33
6.4 2 MeV Enerjili Beta Parçacığının Simülasyon Verileri.....	39
7. TARTIŞMA.....	47
8. SONUÇ.....	50
9. KAYNAKLAR.....	51

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1: Tedavide kullanılan radyoizotoplar ve özellikleri.....	10
Tablo 2 : 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	23
Tablo 3: 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	24
Tablo 4 : 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	24
Tablo 5: 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	25
Tablo 6 : 0,5 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	25
Tablo 7: 0,5 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	26
Tablo 8 : 0,5 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	26
Tablo 9: 0,5 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	27
Tablo 10: 1 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	28
Tablo 11: 1 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	29

Tablo 12: 1 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	29
Tablo 13: 1 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	30
Tablo 14: 1 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	30
Tablo 15: 1 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	31
Tablo 16: 1 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	31
Tablo 17: 1 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	32
Tablo 18: 1,5MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	32
Tablo 19: 1,5 MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	33
Tablo 20: 1,5MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	34
Tablo 21: 1,5 MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	35
Tablo 22: 1,5MeV enerjili betaların 4 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	35

Tablo 23: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	36
Tablo 24: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	37
Tablo 25: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	38
Tablo 26: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	39
Tablo 27: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	40
Tablo 28: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	40
Tablo 29: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	41
Tablo 30: 2 MeV enerjili betaların 6 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	42
Tablo 31: 2 MeV enerjili betaların 6 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	43
Tablo 32: 2 MeV enerjili betaların 6 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri.....	43

Tablo 33: 2 MeV enerjili betaların 6 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu.....	44
---	----

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1: Genel bir β bozunumu enerji spektrumu.....	6
Şekil 2: B manyetik alanında hızıyla hareket eden $+q$ yüküne sahip parçacığa etkiyen F kuvveti.....	11
Şekil 3: Yüklü parçacığın manyetik alana dik olmayan yöndeki hareketi.....	12
Şekil 4: π değerini hesaplamak için oluşturulan xy noktalarının kare ve daire içindeki görüntüsü.....	14
Şekil 5: 1,5 cm yarıçaplı küresel su ortamının üç boyutlu görüntüsü.....	19
Şekil 6: 2 MeV enerjili beta parçacığının suda aldığı yolun görüntüsü (sarı renk etkileşim noktalarını, kırmızı renk elektronların izlediği yolu, yeşil renk gama fotonunun izlediği yolu göstermektedir).....	19
Şekil 7: Kürenin merkezindeki kaynaktan çıkan 2 MeV enerjili 10 tane beta parçacığının su ortamında izledikleri yolların: (a)manyetik alan yokken alınan üç boyutlu görüntüsü, (b)1 Tesla manyetik alan varken alınan görüntüsü, (c)2 Tesla manyetik alan varken alınan görüntüsü, (d) 3 Tesla manyetik alan varken alınan görüntüsü.....	20
Şekil 8: Üstte manyetik alan yokken nokta kaynaktan çıkan 2 MeV enerjili 100000 tane beta parçacığının su ortamında aldığı yolun üç boyutlu simülasyon görüntüsü ile merkezden 2 mm uzakta alınan kesitin Matlab görüntüsü; altta ise 3 Tesla manyetik alan uygulandığında alınan üç boyutlu simülasyon görüntüsü ile merkezinden 2 mm uzaklıktaki xz düzleminde iki boyutlu kesitin Matlab görüntüsü gösterilmektedir.....	21
Şekil 9: Geant4 programından elde edilen verilerin analizi için x-ekseni (solda) ve y-ekseni (sağda) boyunca 0.5 mm aralıklarla etkileşim sayılarının hesaplanması.....	22

GRAFİK LİSTESİ

Sayfa

Grafik 1: 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	23
Grafik 2: 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	24
Grafik 3: 0,5 MeV enerjili betaların 1mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	24
Grafik 4: 0,5 MeV enerjili betaların 1mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	25
Grafik 5: 1 MeV enerjili betaların 1mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	26
Grafik 6: 1 MeV enerjili betaların 1mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	26
Grafik 7: 1 MeV enerjili betaların 3mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	27
Grafik 8: 1 MeV enerjili betaların 3mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	27
Grafik 9: 1,5 MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	28
Grafik 10: 1,5 MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	29
Grafik 11: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	29
Grafik 12: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	30

Grafik 13: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	31
Grafik 14: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	31
Grafik 15: 2 MeV enerjili betaların 6 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	32
Grafik 16: 2 MeV enerjili betaların 6 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı dağılımı.....	32

KISALTMALAR

β : Beta

keV : kilo Elektron Volt

MeV : Milyon Elektron Volt

T : Tesla

LET : Lineer Enerji Transferi

Geant : Geometry and Tracking

PET : Pozitron Emisyon Tomografisi

MRG : Manyetik Rezonans Görüntüleme

SPECT : Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi

NMR : Nükleer Manyetik Rezonans

EBT : External Beam Therapy

ÖNSÖZ

Medikal Fizik Yüksek Lisans eğitimimde emeği geçen bütün hocalarıma teşekkür ederim.

Lisans ve yüksek lisans eğitimim süresince bana desteğini esirgemeyen ve tez çalışmamda bana bütün bilgisini ve ilgisini sunan danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Kadir Akgüngör'e teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimimde ve tez çalışmamda büyük katkıları olan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Hatice Durak'a teşekkür ederim.

Tez çalışmam sürecinde desteğini esirgemeyen, yanımda olan arkadaşlarım Selda Sucu ve Sinan Irmak'a teşekkür ederim.

Tez çalışmam süresince gösterdikleri sabır, anlayış ve hoşgörü için aileme teşekkür ederim.

Berrin Çavuşoğlu

Ağustos 2010, İZMİR

BETA YAYAN KAYNAKLARIN İŞİNİMİNİN MANYETİK ALAN ALTINDA MONTE CARLO İLE SİMÜLASYONU

Berrin Çavuşoğlu

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, Inciraltı-İzmir

berrin.cavusoglu@deu.edu.tr

I.ÖZET:

Amaç: Beta yayan radyoizotoplarla yapılan kanser tedavilerinde manyetik alan kullanılarak normal dokulara olan zararın azaltılmasının mümkün olabileceği varsayımı ile Monte Carlo tabanlı Geant4 simülasyon programı kullanılarak beta parçacıklarının manyetik alandaki davranışları araştırıldı.

Gereç ve Yöntem: Geant4 programında radyasyonun dedekte edileceği içi su dolu küresel bir ortam oluşturuldu ve merkezine beta parçacıklarının tek enerjili ve rastgele fırlatılacağı parçacık kaynağı yerleştirildi. x yönünde homojen manyetik alan uygulanarak, kürenin merkezinden parçacığın menziline göre y ekseninde kesitler oluşturuldu. Farklı büyüklükteki manyetik alanlarda (0-3 Tesla), farklı enerjilerdeki (0,5-2 MeV) beta parçacıkları için elde edilen veriler, Matlab programında her kesitteki parçacıkların yaptıkları etkileşim sayıları hesaplanarak analiz edildi.

Bulgular: Kaynaktan çıkan beta parçacığının menzilinın enerjisiyle doğru orantılı olarak arttığı görüldü. Maksimum beta parçacığı menzili 0,5, 1, 1,5 ve 2 MeV enerjili beta için sırasıyla yaklaşık olarak 1,5, 4, 6 ve 8 mm bulundu. Merkezden uzaklaştıkça etkileşim sayısında eksponansiyel olarak düşüş olduğu bulundu. Manyetik alan artmasıyla beraber merkezde etkileşim sayısında artma olduğu, merkezin dışında ise etkileşim sayısının manyetik alanla ters orantılı olarak azaldığı görüldü. Manyetik alana dik yöndeki değişim manyetik alana paralel yöndekine göre daha fazladır.

Sonuç: Beta parçacıklarının manyetik alanda dairesel hareket ederek ilerlediği ve manyetik alanın artmasıyla menzillerinin kısaldığı gözlemlendi. Nokta kaynaktan rastgele yönlerde çıkan beta parçacıklarının ortamda küresel geometride, manyetik alanda ise eliptik olarak dağıldığı bulundu. Manyetik alan arttıkça, manyetik alana dik yönlerde merkezden dışa doğru etkileşim

sayısındaki azalım daha belirgin olmaktadır. Manyetik alan etkisinin düşük enerjililere oranla yüksek enerjili beta parçacıklarında daha belirgin olduğu görüldü.

Anahtar Sözcükler: Beta radyasyonu, manyetik alan, Monte Carlo Simülasyonu, Geant4

MONTE CARLO SIMULATION OF RADIATION OF THE BETA EMITTING SOURCES IN A MAGNETIC FIELD

Berrin Çavuşoğlu

Dokuz Eylül University The Institute of Health Sciences

Medical Physics Department, Inciraltı-İzmir

berrin.cavusoglu@deu.edu.tr

2.SUMMARY:

Purpose: Following the assumption of reducing the damage to the normal tissues using magnetic field in the cancer treatment carried out by beta-emitting radioisotopes behaviour of beta particles under the magnetic field was investigated with Greant4 simulation program with Monte Carlo basis.

Material and Methods: A water-filled spherical medium in which radiation would be detected was formed in Greant4 program and a particle source, in which beta particles had single energies and would be launched randomly, was placed into its center. After applying a homogenous magnetic field in the x direction, cross-sections were formed in the y axis according to the range of the particle from the center of the sphere. In magnetic fields of different magnitudes (0-3 Tesla), the data obtained for beta particles of different energies (0,5-2 MeV) were analyzed counting the interaction numbers of the particles in each cross section by Matlab program.

Results: The range of the beta particle from the source was observed to increase in direct proportion to its energy. Maximum ranges of the beta particles are approximately 1,5, 4, 6 and 8 mm for betas with 0,5, 1, 1,5 and 2 MeV respectively. Interaction number decreased exponentially further away from the center. With the increase of the magnetic field, the interaction number at the center was increased, but the interaction number decreased the center inversely proportional to magnetic field. The change perpendicular to the magnetic field is greater compared to parallel to the magnetic field.

Conclusion: Beta particles were observed to go forward with circular moves in the magnetic field and to have their range shortened when magnetic field is increased. It was found that beta particles from the point source scattered to random directions spherically in the medium

and the geometry became elliptical in magnetic field. When magnetic field increases, the change towards the center becomes more pronounced in perpendicular directions to magnetic field. The effect of magnetic field was more explicit for beta particles with high energies than these with low energies.

Key words: Beta radiation, magnetic field, Monte Carlo Simulation, Geant4

3. GİRİŞ VE AMAC

Nükleer Tıp'ta yapılan Radyonüklid Tedavi ile Radyasyon Onkolojisi'nde yapılan Brakiterapi'de beta yayan radyoizotoplar kullanılmaktadır.

Radyasyon Terapisi, tümoral bir büyüme veya aşırı aktif tiroid bezi gibi vücudun istenmeyen dokularında radyasyonun yok etme etkisinden yararlanır. Radyasyonun maddeden geçiş etkisi çoğunlukla atomları iyonize etmek şeklindedir. İyonize atomlar moleküllerin içine girdiğinde, muhtemelen hücre veya genetik materyal modifikasyonu ile sonraki biyolojik fonksiyonların değişimine yol açacak kimyasal reaksiyonlara katılabilir. Örneğin, aşırı aktif bir tiroid bezi genellikle tiroide toplanan radyoaktif ^{131}I verilerek tedavi edilir. Bu izotoptan çıkan beta ışınları tiroid hücrelerini hasarlar ve yok olmasına neden olur. Bazı kanserler, radyum veya diğer radyoaktif maddeler içeren iğne veya tellerin vücut içine yerleştirilmesiyle (implantasyon) tedavi edilir. Bu radyoizotopların bozunumu, kanserli hücrelerde lokalize hasara yol açar.¹

Tedavi sonucunda sağlam dokuya çapraz ateş (cross-fire) etkisi ile yan etkiler oluşabilir (tiroid kanseri ve sıcak nodüllerin tedavisinde; ses kısıklığı gibi...). Bu yan etkiler beta ışınımının normal dokulara da hasar vermesi ile oluşur.

Yapılan tez çalışmasında, Monte Carlo simülasyon programı kullanılarak beta parçacıklarının manyetik alan etkisi altındaki davranışları simüle edilmiştir. Bu araştırmadaki nihai amaç; beta yayan radyoizotoplarla yapılan kanser tedavilerinde manyetik alan kullanılarak normal dokulara olan zararın azaltılması varsayımının doğrulanmasıdır. Daha önce yapılan bir çalışmada, pozitronun manyetik alan altında daha etkin bir geometrik dağılıma sahip olduğu gösterilmiştir ve buradan esinlenerek beta parçacıklarının kullanıldığı tedavilerde manyetik alanın avantajlı olabileceği düşünülmüştür.²

Yapılan çalışmalar incelendiğinde radyoaktif parçacıkların simülasyonuna en uygun Monte Carlo kodunun Geant4 olduğu görülmüştür.³ Bu simülasyon programı ile radyasyonun madde ile etkileşimi ve madde içindeki davranışı incelenebilmektedir.^{4,5}

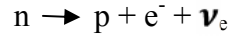
C++ programlama dilini kullanan; medikal, nükleer fizik gibi birçok alanda uygulanabilirliği olan bu simülasyon programı, dünya çevresinde onlarca fizikçi ve yazılım mühendisinin işbirliği ile geliştirilmiştir. Geant4, açık kaynak kodlu bir yazılımdır ve dağıtımı ücretsiz olarak Geant4 işbirliği tarafından yapılmaktadır.⁶

4. GENEL BİLGİLER

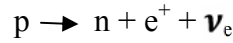
4.1 Beta Parçacık Emisyonu

Beta bozunumu nükleon dönüşümlerini içeren bir süreçtir. Beta kararsız çekirdeğinin bozunumu aşağıda gösterilmektedir:

- β^- parçacığı (elektron); çekirdek içinde bir nötronun bir proton, bir elektron ve bir anti-elektron tipi nötrinoya dönüştüğü zayıf bir bozunum sürecinde ortaya çıkar.

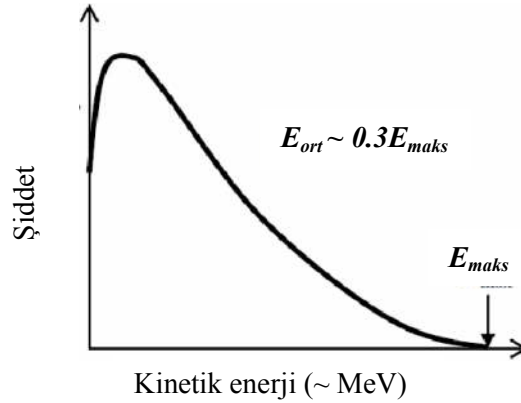


- β^+ parçacığı (pozitron); bir protonun bir nötron, bir pozitron ve bir elektron tipi nötrinoya bozunduğu süreçte ortaya çıkar.



Her yayınlanan elektron veya pozitrona, β parçacığının kinetik enerjisi ile çekirdeğin beta bozunumunun spektral dağılımının maksimum enerjisi arasındaki farka eşit enerjili bir nötrino veya anti-nötrino eşlik eder. Anti-nötrino ve nötrinin elektrik yükü yoktur ve genellikle ihmal edilen küçük bir kütlesi vardır.

Tipik bir β parçacığı enerji spektrumu Şekil 1’de gösterilmektedir.⁷



Şekil 1: Genel bir β bozunumu enerji spektrumu

Deneyssel veriler, sıfırdan maksimum enerjiye kadar değişen tüm enerjilerde β salındığını göstermiştir. β -ışını spektrumunun bitiş noktası enerjisi, parçalanma enerjisine eşittir ve maksimum elektron enerjisi E_{maks} ile gösterilir. β parçacıklarının ortalama enerjisi yaklaşık olarak $E_{maks}/3$ 'tür.⁸

4.1.1 Beta Radyasyonunun Maddeyle Etkileşmesi

Beta parçacıkları yumuşak doku veya suda, diğer yüklü parçacıklar gibi enerjisini ağırlıklı olarak iyonizasyon ve uyarılma ile kaybeder. Bu, enerji birikimine veya ortamda doz soğurulmasına yol açar. Elektronlar ortamdaki atomların orbital elektronları ile etkileşmesiyle enerjilerini kaybederler. Bu etkileşmeler elastik olmayan çarpışmalardır. Beta parçacığının elektrik alanı bir orbital elektronu ile etkileşir ve enerji aktararak orbital elektronun atomdan fırlamasına (iyonizasyon) ya da yüksek enerji seviyesine geçmesine (uyarılma) neden olur.

Yüksek hızlarda hareket eden yüklü parçacıkların, çekirdeğin yakınından geçerken Coulomb kuvveti tarafından çekilmesi ya da itilmesiyle hızla yavaşlayıp yörüngelerinden sapması sonucu elektromanyetik radyasyon yayınlanır. Yayınlanan bu radyasyona bremsstrahlung ya da sürekli x-ışını denir.⁹

4.1.2 Enerji Kaybı Mekanizması

Beta parçacıklarının küçük kütlesi ve yüksek hızı nedeni ile madde içindeki etkileşim şekilleri ve enerji kaybı mekanizması karmaşıktır. Beta parçacıkları, radyonüklidin bozunumu süresince çekirdeğin maksimum enerjisine kadar sürekli enerji spektrumu ile yayınlanır. Maksimum değer, toplam enerji geçişi olarak ele alınır. β parçacığı ortamdaki atom çekirdeği ve elektronlarla etkileşir.

Bir ortamdaki β parçacığının enerji kaybı iki bölümden oluşur. Toplam durdurma gücü (enerji kaybı) aşağıdaki iki terimin toplamı olarak ifade edilir:

- Çarpışma terimi $(dE/dx)_{\text{çarp}}$; Coulomb etkileşimlerine (iyonizasyon ve uyarılma) bağlı enerji kaybını temsil eder.
- Işınımsal terim; bremsstrahlung, Cerenkov radyasyonu veya nükleer etkileşimlere bağlı enerji kaybını ifade eder.

Toplam durdurma gücü şu şekilde yazılır:

$$\frac{dE}{dx} = \left(\frac{dE}{dx}\right)_{\text{çarp}} + \left(\frac{dE}{dx}\right)_{\text{ışın}} \quad (4.1)$$

Burada çarpışma terimi lineer enerji transferi (LET) olarak adlandırılır; yani bir β parçacığı için iyonizasyon ve uyarılmaya bağlı lineer enerji kaybı oranıdır. Işınımsal durdurma gücü;

bremsstrahlung radyasyonu ve ikincil elektronların oluşumuna bağlı toplam enerji kaybı olarak hesaplanırken, LET lokal enerji birikimiyle ilgilidir. Çarpışma terimi ile toplam durdurma gücü ağır yüklü parçacıklar için hemen hemen eşittir.

Elektronların iyonizasyon ve uyarılma enerji kaybı denklemi şu şekilde yazılabilir:

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{\text{çarp}} = \rho \frac{Z}{A} f_{\text{çarp}}(I, \beta) \quad (4.2)$$

(ρ ortamın yoğunluğu, $f_{\text{çarp}}$ çarpışma terimi için betanın fonksiyonu)

Bu denklemden aşağıdaki ifadeler anlaşılmaktadır:

- Çarpışma enerji kaybı, ortamın elektron yoğunluğu ρ ve Z/A oranı ile orantılıdır; Z ortamın atom numarası, A ise atomik kütlesidir. Bu oran, artan Z ile yavaşça değişir.
- 1 MeV'e kadar olan elektron enerjileri için toplam durdurma gücünün çarpışma terimi, $\beta = v/c$ terimindeki artışa bağlı olarak azalır (v beta parçacığının hızı, c ışık hızı)
- I iyonizasyon potansiyeli, Z ile artar. Fakat çarpışma durdurma gücü denklemindeki logaritmik bağımlılık nedeni ile önemini kaybeder. Bununla birlikte, ortamın artan Z değeri ile enerji kaybı azalır.

Bremsstrahlung radyasyonu şeklindeki elektron enerjisi ortalama radyasyon kaybının açıklamaları sadece tahminidir. Her ne kadar geniş elektron enerjisi aralığındaki ışımsal durdurma gücünü ifade etmek için yeterli denklem olmasa da, genel bir denklem kullanılabilir:

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{\text{ışın}} = \frac{Z^2 \rho}{A} (E + m_e c^2) f_{\text{ışın}}(E, Z) \quad (4.3)$$

(ρ ortamın yoğunluğu, $f_{\text{ışın}}$ ışımsal terimi için betanın fonksiyonu)

İşımsal durdurma gücü ile ilgili bu denklemden aşağıdaki ifadeler anlaşılmaktadır:

- Işımsal durdurma gücü Z^2 ile doğru orantılıdır ve yüksek Z değerleri için çarpışma terimiyle kıyaslanabilir hale gelir.
- Beta parçacığı enerjisi E ile orantılıdır ve belirli elektron enerji değerlerinde iyonizasyon ve uyarılma enerji kayıpları ile kıyaslanabilir.
- Daha yüksek enerji değerlerinde, katkıda bulunan çarpışma enerji kaybı değerini aşmaya başlar.¹⁰

4.1.3 Menzil-Enerji İlişkisi

β parçacıkları ortamda yol alırken, atomun çekirdeği ve elektronlarla etkileşimleri onların ilk yörüngelerinden sapmalarına neden olur. Ortaya çıkan yörünge, ortama ve β parçacığının enerjisine bağlıdır. Menzil, β parçacığı ortamda hareket ederken yörünge boyunca ortalama mesafe olarak tanımlanır. Büyük kütleli ve yüklü parçacıkların aksine küçük kütleli parçacıkların belirli menzilleri yoktur. β parçacığının kütlesi atomun kütlesinden küçük olduğu için, büyük ölçüde atomların elastik saçılmasıyla sapar. Sapma olasılığı enerjinin karesiyle ters orantılıdır ve düşük enerjili β parçacıkları yüksek enerjililerden daha fazla sapar. Yani, birkaç MeV'den fazla enerjili β parçacıkları maddeden neredeyse sapmadan düz bir çizgi ile geçer.

Sapma büyük ölçüde maddeye bağlıdır ve yaklaşık olarak Z^2 ile orantılıdır. Bu nedenle, β parçacığı yörüngesinin, düşük yoğunluklu maddelerde neredeyse düz çizgiyken yüksek yoğunluklu maddelerde çok düzensiz olması beklenir.

Deneyssel enerji-menzil ölçümleri β parçacıklarının menzilin tahmin etmek için kullanılır. Kütle kalınlığı maddenin yoğunluğundan bağımsız olduğu için menzil, genellikle lineer mesafe yerine kütle kalınlığı açısından mg/cm^2 olarak ifade edilir:

$$R = 412E^{1.265-0.0954\ln E} \text{ mg/cm}^2, \quad 0.01 < E < 2.5 \text{ MeV} \quad (4.4)$$

$$R = 530E - 106 \text{ mg/cm}^2, \quad E > 2.5 \text{ MeV} \quad (4.5)$$

Lineer kalınlık, kütle kalınlığının soğurucunun yoğunluğuna bölünmesiyle cm cinsinden elde edilir.¹⁰

4.1.4 Tıpta Kullanılan Radyonüklidler

Yarım yüzyıldan fazla bir süredir vücuttaki hastalıklı bölgelere iyonize radyasyonun terapötik dozda verilmesi için radyofarmasötikler kullanılmaktadır. Radyoterapi için kullanılan radyoizotoptan yayınlanan iyonize radyasyonun lineer enerji transferi (LET) son derece önemlidir. Belirli bir amaç için en uygun LET değerine sahip radyoizotop seçilmelidir. Büyük tümörlerin (mm'den cm'ye kadar büyüklükteki) tedavisi için genellikle tümörün yüzeyine bağlanan benzer menzildeki iyonize radyasyona ihtiyaç vardır. Kısa menzilli yayınlanan radyasyon sadece tümörün yüzeyine hasar verirken bütün tümörün ortadan kaldırılmasını sağlamaz. Bu nedenle, bu tür büyük tümörler; β^- , β^+ veya onlarca keV'lik foton yayan radyonüklidlerle tedavi edilirler. Örneğin beta yayıcılar; prostat seed implantlarında,

kemik metastazlarının tedavisinde, koroner arter stentlerinde, tiroid kanseri gibi hastalıkların tedavisinde kullanılırlar. Ancak küçük tümörlerde beta parçacıklarının menzili, hedef kanser hücrelerinden daha büyük olur ve sadece enerjilerinin bir kısmı kanser hücrelerinde birikir. İyonize radyasyonun enerjisinin büyük bir kısmı ise sağlıklı hücrelerde soğrularak zarar verir. Dolayısıyla bu durumlarda, Auger elektronları ya da alfa parçacıkları gibi kısa menzilli (yüksek LET) radyasyon kullanmak avantajlıdır. Genellikle α parçacıklarının menzili Auger elektronlarından daha büyüktür, fakat alfa parçacıklarının menzili birçok mikro ölçekli tümör hücrelerinden daha küçüktür.¹¹ Alfa parçacıklarının rutinde kullanılmasıyla ilgili çalışmalar devam etmektedir.

Tedavide yaygın olarak kullanılan β^- yayıcı radyoizotoplar: Tiroid bozukluklarının ve tiroid kanserinin tedavisi için ^{131}I -sodyum iyodür, myeloproliferatif hastalıklar için ^{32}P -sodyum fosfat, nöroendokrin tümörlerinin tedavisi için ^{131}I -metaiodobenzylguanidine (MIBG), ^{90}Y -DOTATOC ve ^{177}Lu -DOTATATE, kemik metastazlarının ağrı kontrolü için ^{186}Re -hydroxyethylidene difosfanat (HEDP), ^{153}Sm -ethilendiamintetrametilen fosforik asit (EDTMP) ve ^{89}Sr -klorid, radyoimmün tedavi ve eklem tedavisi için ^{90}Y -ibritumomab tiuxetan (Zevalin) kullanılır.¹²

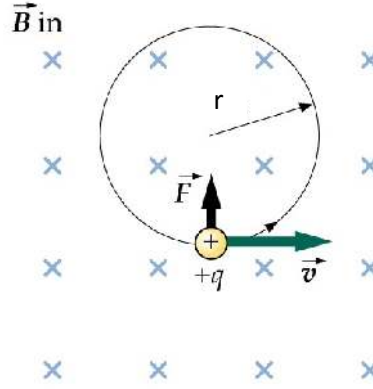
Tablo 1: Tedavide kullanılan radyoizotoplar ve özellikleri¹²

Radyonüklid	Parçacık	Yarı Ömür	Max. Parçacık Enerjisi (MeV)	Dokudaki max. Menzili (mm)
^{90}Y	Beta	2.67 gün	2.28	12.0
^{188}Re	Beta	17.00 saat	2.11	10.8
^{32}P	Beta	14.30 gün	1.71	8.7
^{89}Sr	Beta	50.50 gün	1.49	8.0
^{165}Dy	Beta	2.33 saat	1.29	6.4
^{186}Re	Beta	3.77 gün	1.08	5.0
^{198}Au	Beta	2.70 gün	0.96	4.4
^{153}Sm	Beta	1.95 gün	0.81	3.0
^{131}I	Beta	8.04 gün	0.61	2.4
^{161}Tb	Beta	6.90 gün	0.59	2.2
^{177}Lu	Beta	6.70 gün	0.50	1.8
^{169}Er	Beta	9.40 gün	0.34	1.0

Beta yayan radyoizotoplar kullanılarak yapılan tedavilerde, beta parçacıklarının uzun menzilleri nedeniyle tümör dokusu dışına çıkmaları sonucu yan etkiler oluşabilmektedir. Manyetik alanda yüklü parçacıkların yörüngelerinin değişmesi göz önüne alınırsa, beta parçacıklarının yörüngeleri değiştirilerek tümör dokusu dışına çıkmalarının engellenmesi ve yan etkilerin azaltılması mümkün olabilir.

4.2 Manyetik Alanda Yüklü Parçacık Hareketi

Uzayın her noktasında aynı şiddete ve yöne sahip olan düzgün manyetik alanda, manyetik alana dik yönde hareket eden yüklü parçacığın hareketi göz önüne alındığında, kuvvet hıza dik olduğundan dolayı kuvvetin etkisi hızın büyüklüğünü değiştirmeksizin yönünü değiştirir ve sonuçta parçacık düzgün dairesel hareket yapar.



Şekil 2: B manyetik alanında v hızıyla hareket eden $+q$ yüküne sahip parçacığa etkiyen F kuvveti

Newton'un 2. yasasına göre dairesel hareket denkleminde;

$$\frac{m\vartheta^2}{r} = q\vartheta B \quad (4.6)$$

şeklinde eşitlik yazılırsa;

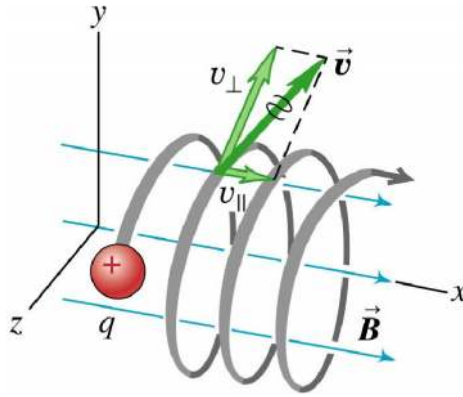
$$r = \frac{m\vartheta}{qB} \quad (4.7)$$

denklemini elde edilir. Burada r ; parçacık tarafından tanımlanan dairenin yarıçapıdır. Yüklü parçacığın açısal hızı olan ω , $\vartheta = \omega r$ yazılarak;

$$\omega = \frac{q}{m} B \quad (4.8)$$

denklemini elde edilir. Açısal hız, ϑ hızından bağımsızdır ve sadece q/m oranına ve B manyetik alana bağlıdır. Düzgün manyetik alandaki yüklü parçacığın ω açısal hızına *siklotron frekansı* denir.

Yüklü bir parçacık başlangıçta manyetik alana dik olmayan yönde hareket ettiğinde hız, manyetik alana göre paralel ve dik bileşenlerine ayrılır.



Şekil 3: Yüklü parçacığın manyetik alana dik olmayan yöndeki hareketi

Paralel bileşen etkilenmez ve dik bileşenin sürekli olarak yönü değişirken büyüklüğü değişmez. Parçacık açısal hızla, alana dik düzgün hareket ve alanın çevresinde dairesel hareket yaparak helikal bir yol izler.¹³

Beta parçacıklarının manyetik alanda madde ile etkileşimi sürecinde yörüngelerindeki değişimin teorik incelemesi bilgisayarlı simülasyon ile yapılabilir.

4.3 Bilgisayarlı Simülasyon

‘Bir olay, süreç veya sistemle ilgili bir özelliğin ya da davranışın model üzerinde gözlenmesine simülasyon denir. Simülasyon benzetim anlamına gelen bir sözcüktür.’¹⁴

Bir sistem veya organizmanın simülasyonu, sistem veya organizmanın temsili olan bir model veya simülatör işlemidir. Model; imkansız, çok pahalı veya tasvirinin elverişsiz olduğu işlemler için uygundur. Simülasyon aslında gerçek bir durumun modelini kurmak ve modelde deneyler gerçekleştirmek ile ilgili bir tekniktir. Simülasyon tanımı son derece geniştir ve pilot

eğiticileri, askeri savaş oyunları, iş yönetimi oyunları, büyük nehir havzalarının fiziksel modelleri, ekonometrik modeller, çeşitli elektrikli analog cihazları ve uçak rüzgar tüneli testleri gibi birçok uygulama alanı vardır.¹⁵

4.3.1 Monte Carlo Metodu

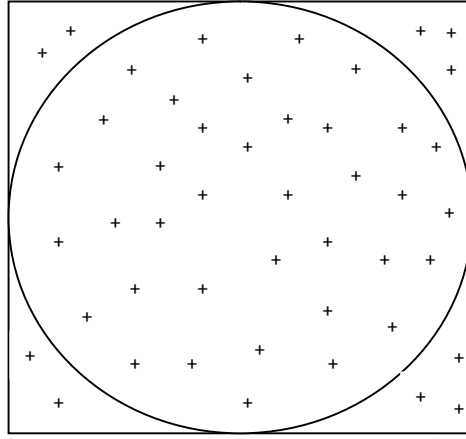
Monte Carlo Metodu, nesne-nesne veya nesne-çevre ilişkilerine dayalı olarak, başka nesneler veya onların çevreleri ile etkileşen objeleri modelleyerek probleme çözüm getiren sayısal bir çözümlemedir. Monte Carlo yöntemi, mikroskobik etkileşimlerin simülasyonu aracılığıyla makroskobik sistem için çözüm getirmektedir.

Sonuç yakınsayana kadar, ilişkilerin veya mikroskobik etkileşimlerin tesadüfi örneklenmesine göre çözüm belirlenir. Bu nedenle, çözüm yürütme mekaniği tekrar eden eylem ve hesaplama içerir. Birçok mikroskobik etkileşim, matematiksel olarak modellenenebilir ve tekrarlayan çözüm bir bilgisayarda çalıştırılabilir.¹⁶

Monte Carlo metodu, özellikle karmaşık sistemlerin simülasyonları için uygun olan istatistik tabanlı algoritmalar dizisidir. Diferansiyel denklemler kullanarak çözüm üreten birçok model tabanlı tekniklerden farklı olarak, Monte Carlo metodu çok sayıda bağımsız deneme sonrası olasılık dağılımını değerlendirerek çözüm üretir.¹⁷

Monte Carlo simülasyonunun temel unsurları; sistem alt bileşenleri, olasılık dağılım fonksiyonu ve rastgele sayılardır. Bir olasılık dağılımı fonksiyonu, belirli boyutlar içinde olayın oluşma olasılığını modelleyen basit bir matematiksel ifade ya da geometrik eğridir ve sistemin alt bileşenlerinin davranışlarını atamak için kullanılır. Olasılık dağılım fonksiyonuna uygulamak için olasılık değerleri bir rastgele sayı üreticinden elde edilir. Sistemin genel davranışı alt bileşenlerin davranışlarını toplayarak veya birleştirerek bulunabilir.

Monta Carlo metodunun çalışmasına örnek olarak π değerinin hesaplanması verilebilir. Boyutları 1 birim olan kare ile, yarıçapı 0.5 birim olan ve karenin merkezine yerleştirilen bir daireyi göz önüne alalım.(Şekil 4)



Şekil 4: π değerini hesaplamak için oluşturulan xy noktalarının kare ve daire içindeki görüntüsü

Rastgele sayı çiftleri serisi 0 ile 1 değerleri arasında oluşturulur. Bu çiftler, kare ve/veya daire içindeki koordinatlara karşılık gelir. Her oluşturulan xy noktası karenin içine düşerken noktaların sadece bir kısmı dairenin içine düşer. Dairenin içindeki noktaların sayısının, oluşturulan toplam noktaların sayısına oranı, dairenin alanının karenin alanına oranıdır. Böylece karenin alanı ile dairenin alanının formüllerinden pi değeri hesaplanabilir. Oluşturulan sayı çiftlerinin sayısı artırılmasıyla istatistiksel belirsizlik azalır.¹⁸

İlk Monte Carlo bilgisayar simülasyonu II. Dünya Savaşı sırasında, John von Neumann ve Stan Ulam liderliğinde ABD atom bombası projesi'nde (Manhattan projesi) uygulanmıştır. Maddedeki nötron geçişi, düzensiz rastgele sayılara dayalı olarak simüle edilmiştir.¹⁹

Bir süre sonra, Monte Carlo yöntemi karmaşık çok boyutlu integralleri değerlendirmek ve fizikte ortaya çıkan analitik çözüme uygun olmayan belirli integral denklemlerini çözmek için kullanılmaya başlandı.²⁰

Monte Carlo tekniği, medikal fizikte son 50 yılda yaygın hale gelmiştir. Medikal fizikteki uygulama alanı çok geniştir. Örneğin, Monte Carlo tekniği kullanan eksternal ışın radyoterapisi için ticari tedavi planlama sistemleri vardır. Monte Carlo tekniği, brakiterapi dozimetrisi veya tanısal x-ışını uygulamaları gibi foton taşınım problemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır.²¹

4.3.2 GEANT4

GEANT4; farklı parçacıkların maddeyle etkileşimini modelleyen ve simüle eden, Monte Carlo tabanlı bir parçacık simülasyon programıdır. GEANT ismi ***GE*ometry *ANd* *T*racking** (Geometri ve iz sürme) ifadesinin kısaltmasıdır.²² GEANT4 simülasyon uygulamaları yüksek enerji fiziği, astrofizik, uzay bilimleri, medikal fizik ve radyasyondan korunma gibi farklı uygulama alanlarındaki çok sayıda deney ve projelerde kullanılmaktadır.²³ GEANT4'ün geliştirilmesi ilk olarak 1993 yılında başlamıştır. CERN (European Organization for Nuclear Research) ve KEK'de (High Energy Accelerator Research Organization) yapılan bağımsız çalışmalarda modern bilgisayar teknikleri uygulaması olarak özellikle nesneye yönelik programlama olan simülasyon dikkate alınmıştır. Bu iki araştırma sonunda eski versiyon olan Fortran yazılım tabanlı Geant3 geliştirilerek, c++ nesne yönelimli bir programlama dili ile yazılan GEANT4 oluşturulmuştur.²²

4.3.2.1 GEANT4 Uygulama Kapsamı

Geant4, maddeden parçacıkların geçişini simüle etmek için kullanılan araçlardan oluşan ücretsiz bir yazılım paketidir. Geant4 içinde kullanıcı seviyelerine göre ayrılmış üç farklı düzeyde örnek uygulama bulunmaktadır:

- Temel işlevleri anlamak,
- Uygulamaların belirli alanlarına odaklanmak,
- Uzay ve medikal uygulamalar için yüksek enerji fiziği deneylerinde Geant4 kullanmak.

Bu örnek programlar pek çok alanda kullanıcının öğrenmesini kolaylaştırmak ve geliştirmek için tasarlanmıştır. Kullanıcı bu örnek uygulamalar üzerinde değişiklik yapabilir ya da farklı uygulamalar için kendi programını yazabilir.²²

Maddeden parçacık geçişi için simülasyonun kapsadığı alanlar:

- Geometri ve materyaller,
- Maddeyle parçacıkların etkileşmesi,
- Olay ve iz sürme yönetimi,
- Görüntüleme ve görüntüleme çerçevesi,
- Kullanıcı ara yüzleri

Programda kullanılacak birincil parçacıklar iç veya dış kaynaktan elde edilir. Geant4’da parçacıkların davranışını modelleyebilmek için kapsamlı fiziksel süreçler takımı bulunmaktadır. Buna ek olarak kullanıcı, grafik arayüzleri seçimiyle çeşitli grafik sistemlerinin geometrisini ve izlerini görüntüleyebilir.²⁴

Geant4’te simülasyon yapabilmek için üç tane zorunlu temel sınıf bulunmalıdır:

- *G4VUserDetectorConstruction*; dedektör materyali ve geometrik kurulumu tanımlanır.
- *G4VUserPhysicsList*; tüm parçacıklar, fizik süreçler ve durdurma parametreleri tanımlanır.
- *G4VUserPrimaryGeneratorAction*; oluşturulacak parçacıklar tanımlanır.

Programın seviyesine göre parçacık iz sürümünü, olayları, basamakları kontrol eden ve programın akışını sağlayan ilave sınıflar da içerebilmektedir.

Geant4’da program oluşturulurken simülasyon yapabilmek için programda kullanılacak olan parçacık tipi, fizik süreçleri, manyetik alan, geometri yapısı gibi kullanıcı tarafından belirlenen parametreler, program içerisinde çağrılarak kullanılır. Geant4’un kütüphanesinde bulunan *G4eBremsstrahlung* ve *G4ComptonScattering* bu sınıflara örnek verilebilir.

G4eBremsstrahlung sınıfı, elektron ve pozitronların çekirdek alanındaki foton radyasyonuna bağlı enerji kaybını temin eder. Belirli eşik enerjisi üzerindeki enerji kaybı, fotonların açık üretimi ile simüle edilebilir. Eşik enerjisinin altında, zayıf foton emisyonu sürekli bir enerji kaybı olarak işlem görür.

$d\sigma(Z,T,k)/dk$; yükü Z olan bir atomun alanında T kinetik enerjili elektron tarafından üretilen, k enerjili foton için diferansiyel tesir kesitidir. Eğer enerji, fotonların sürekli enerji kaybı olarak işlem gördüğü durdurma değeri k_c ’nin altında ise elektronun ortalama enerji kaybı değeri;

$$E_{kayıp}^{bremm}(Z, T, k_c) = \int_0^{k_c} k \frac{d\sigma(Z, T, k)}{dk} dk \quad (4.9)$$

Denklemleri ile ifade edilir. k_c ’den büyük enerjili foton emisyonları için toplam tesir kesiti;

$$\sigma_{bremm}(Z, T, k_c) = \int_{k_c}^T \frac{d\sigma(Z, T, k)}{dk} dk \quad (4.10)$$

denklemleri ile verilmektedir.

G4ComptonScattering sınıfında atom elektronuyla fotonun saçılması simüle edilirken ampirik tesir kesiti formülü kullanılır:

$$\sigma(Z, E_\gamma) = \left| P_1(Z) \frac{\log(1+2X)}{X} + \frac{P_2(Z) + P_3(Z)X + P_4(Z)X^2}{1+aX+bX^2+cX^3} \right| \quad (4.11)$$

Z = Ortamın atom numarası

E_γ = Fotonun enerjisi

$X = E_\gamma/mc^2$

M = elektronun kütlesi

$$P_i(Z) = Z(d_i + e_i Z + f_i Z^2) \quad (4.12)$$

Compton saçılması etkileşimi yapan foton için, verilen ortamdaki ortalama serbest yol deklemleri:

$$\lambda(E_\gamma) = \left[\sum_i n_{ati} \cdot \sigma_i(E_\gamma) \right]^{-1} \quad (4.13)$$

denklemleriyle ifade edilir.

n_{ati} , maddenin i. elemanının hacim başına atom sayısıdır.⁵

5. GEREÇ ve YÖNTEM

5.1 Çalışmanın Şekli

Bu çalışmada, nokta kaynaktan çıkan farklı enerjilerdeki beta radyasyonunun farklı büyüklükteki manyetik alan altında ortamla etkileşmesi sonucu ortaya çıkan geometriksel dağılım simüle edilerek analizi yapıldı.

5.2 Çalışmada Kullanılan Gereçler

5.2.1 Bilgisayar: Tez çalışmasında Linux işletim sistemine sahip bilgisayar kullanıldı.

5.2.2 Geant4: Geant4 parçacıkların maddeden geçişini simüle eden araç takımıdır. Uygulama alanları yüksek enerji, nükleer ve hızlandırıcı fiziğinin yanı sıra medikal ve uzay bilimindeki çalışmaları içerir.

Geant4 yazılımı Avrupa, Japonya, Rusya, Kanada ve Amerika'daki 10'dan fazla deneyde yer alan yaklaşık 100 bilim adamının dünya çapındaki işbirliği ile geliştirilmiştir. 1999'dan bu yana üretim servisi, kullanıcı desteği ve Geant4'un gelişimi uluslararası Geant4 İşbirliği (Collaboration) tarafından yönetilmektedir. Geant4 kullanım kodu, kurulum kılavuzu ve kapsamlı dokümanlarıyla birlikte serbestçe kullanılabilir. ²⁶

5.2.3 Matlab 7.7.0: MATLAB teknik hesaplama için yüksek performanslı bir dildir. Problemler ve çözümlerin tanıdık matematiksel gösterimle ifade edildiği, kullanımı kolay ortamda hesaplama, görüntüleme ve programlamayı bütünleştirir. Kullanıldığı alanlar:

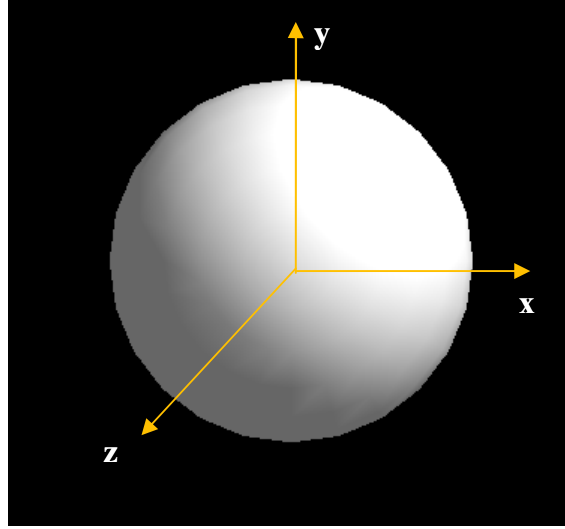
- Matematik ve hesaplama
- Algoritma geliştirme
- Veri toplama
- Modelleme, simülasyon ve prototip çalışma
- Veri analizi, araştırma ve görüntüleme
- Bilimsel ve mühendislik grafikleri
- Grafik kullanıcı arayüzü yapısı içeren uygulama geliştirme

5.2.4 OriginPro 8: Bilim adamları ve mühendislerin ihtiyaçlarına özel olarak güçlü veri analizi ve yayın kalitesinde grafik yeteneklerini sağlayan kolay kullanımlı yazılım uygulamasıdır.

5.3 Yöntem

5.3.1 Geant4'da Programın Yazılması

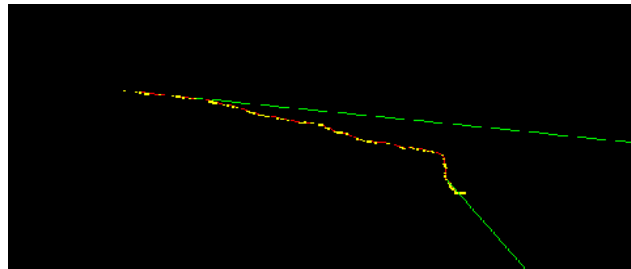
Radyasyonun dedekte edileceği 1,5 cm yarıçaplı içi su dolu (doku eşdeğeri) küresel bir ortam oluşturuldu ve merkezine elektronların (beta parçacığı özdeşi) tek enerjili ve rastgele fırlatılacağı parçacık kaynağı yerleştirildi.



Şekil 5: 1,5 cm yarıçaplı küresel su ortamının üç boyutlu görüntüsü

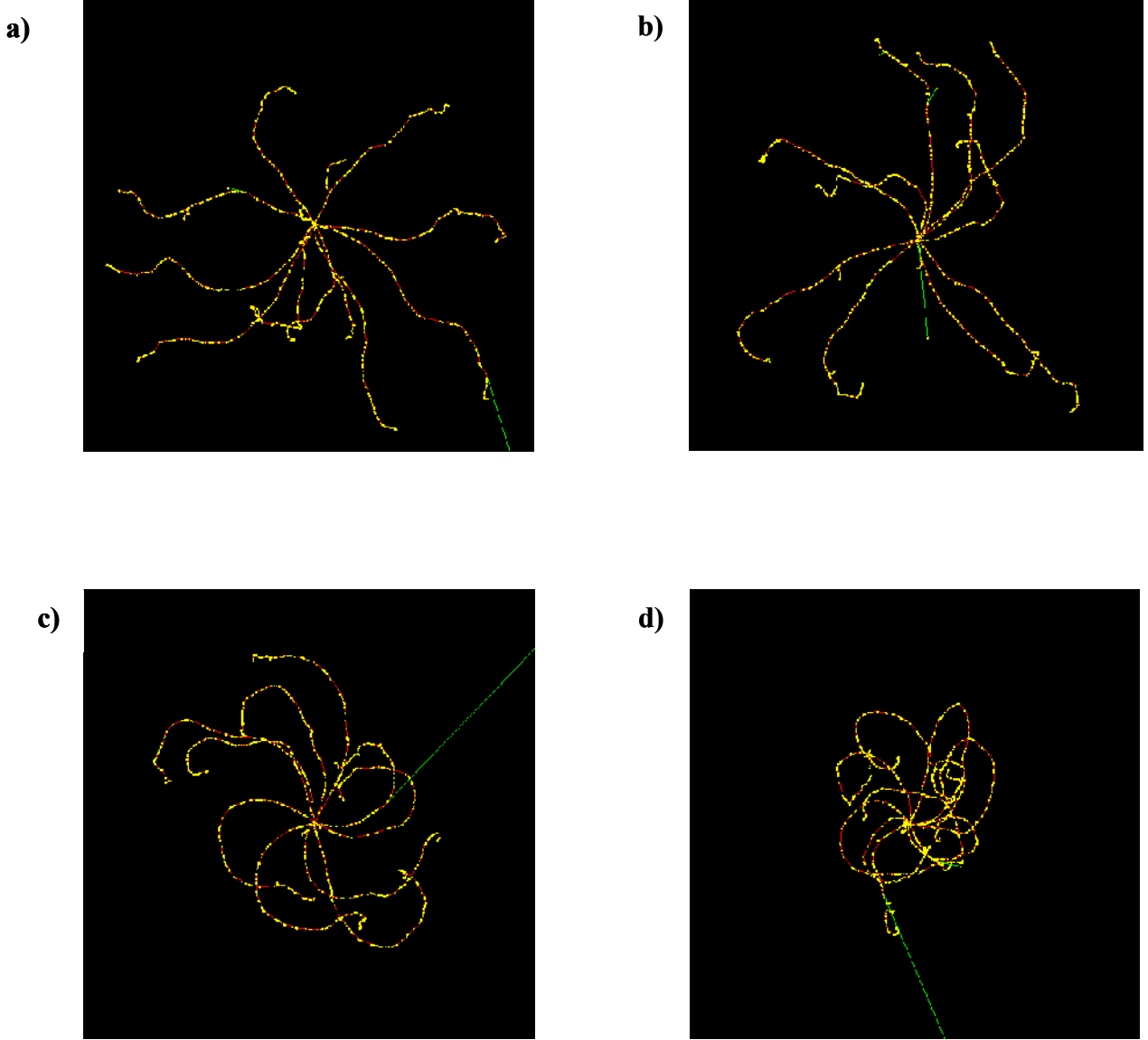
Kaynaktan çıkan elektronların ve oluşan parçacıkların (ikincil elektronlar, pozitronlar, gama ışınları) ortamla etkileşeceği fiziksel süreçler belirlendi:

- Parçacıkların taşınma süreci
- Elektromanyetik süreçler:
 - Elektron için; çoklu saçılma, iyonizasyon ve bremsstrahlung
 - Pozitron için; çoklu saçılma, iyonizasyon, bremsstrahlung, çift oluşum
 - Gama ışını (x-ışını özdeşi) için; fotoelektrik olay, Compton olayı, gama dönüşümü



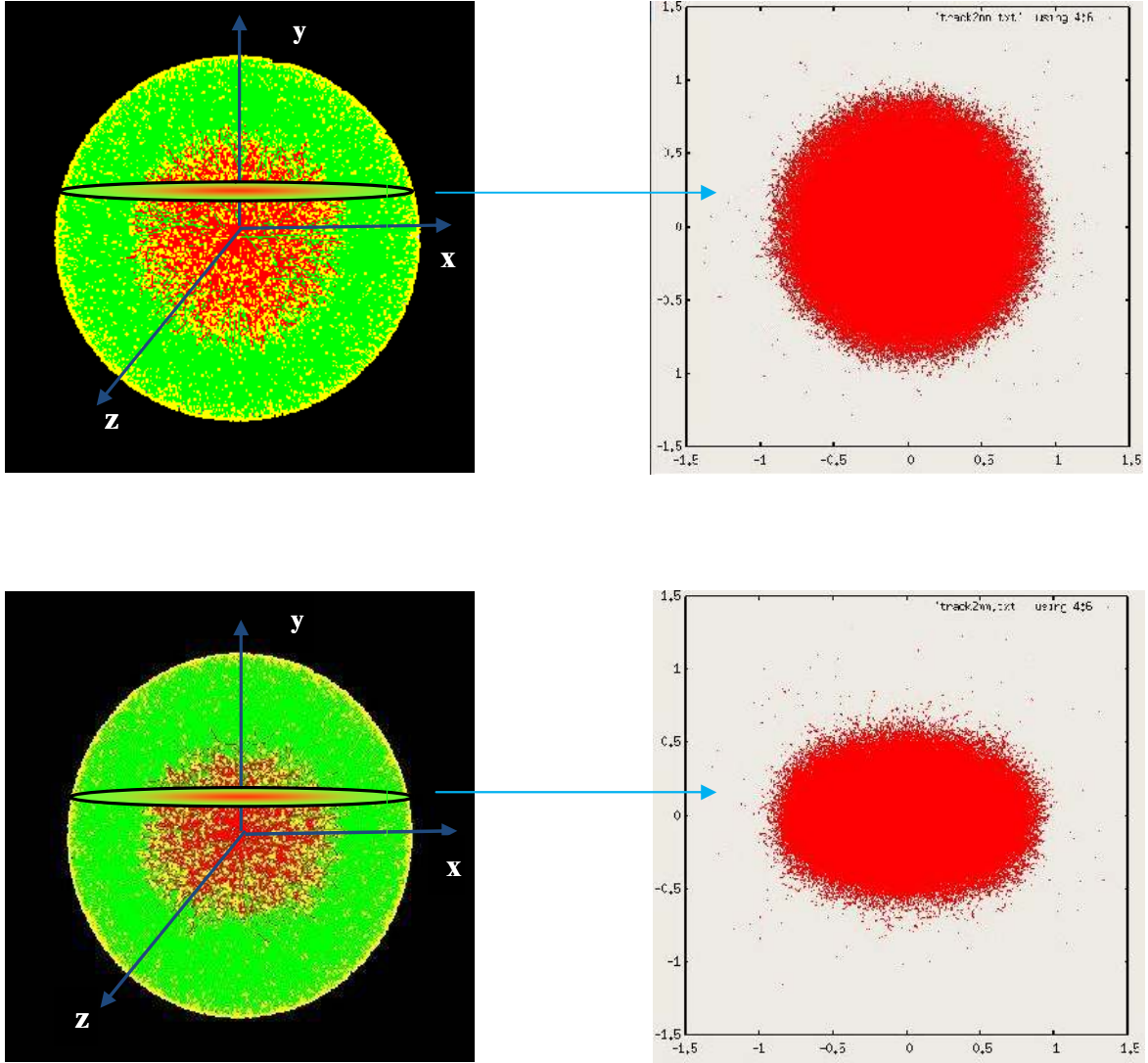
Şekil 6: 2 MeV enerjili beta parçacığının suda aldığı yolun görüntüsü (sarı renk etkileşim noktalarını, kırmızı renk elektronların izlediği yolu, yeşil renk gama fotonunun izlediği yolu göstermektedir)

Küresel ortama, x yönünde homojen manyetik alan uygulanarak ortamda parçacıkların izledikleri yollar üç boyutlu olarak görselleştirildi. (Şekil 7)



Şekil 7: Kürenin merkezindeki kaynaktan çıkan 2 MeV enerjili 10 tane beta parçacığının su ortamında izledikleri yolların: (a) manyetik alan yokken alınan üç boyutlu görüntüsü, (b) 1 Tesla manyetik alan varken alınan görüntüsü, (c) 2 Tesla manyetik alan varken alınan görüntüsü, (d) 3 Tesla manyetik alan varken alınan görüntüsü.

Üç boyutlu kürenin merkezinden parçacığın menziline göre y ekseninde birer mm aralıklarla 0,1 mm kalınlıkta kesitler oluşturuldu (Şekil 8).



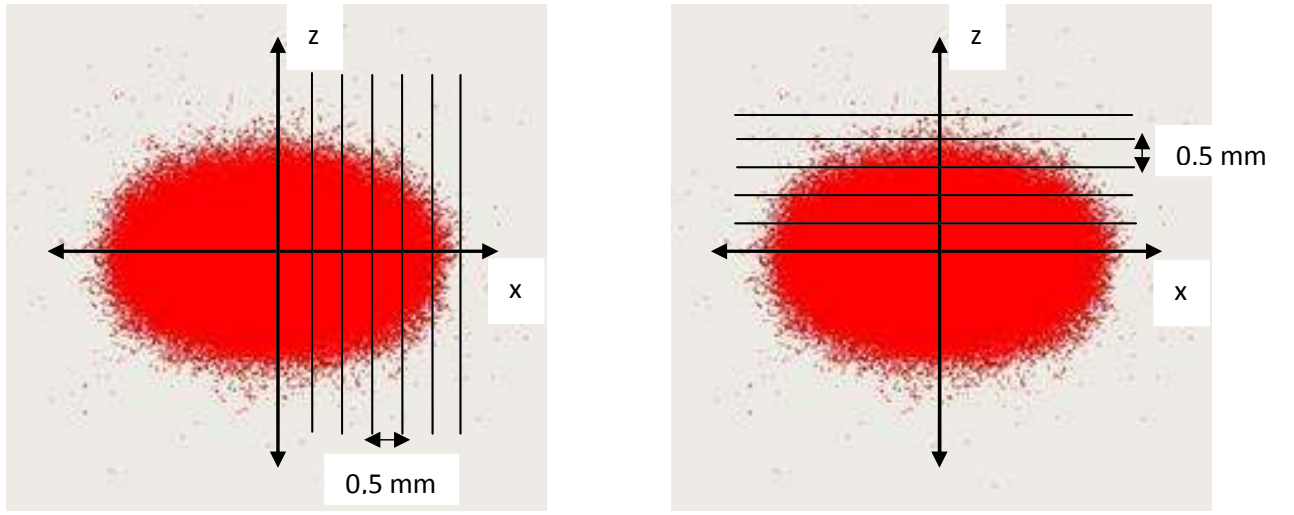
Şekil 8: Üstte manyetik alan yokken nokta kaynaktan çıkan 2 MeV enerjili 100000 tane beta parçacığının su ortamında aldığı yolun üç boyutlu simülasyon görüntüsü ile merkezden 2 mm uzakta alınan kesitin Matlab görüntüsü; altta ise 3 Tesla manyetik alan uygulandığında alınan üç boyutlu simülasyon görüntüsü ile merkezinden 2 mm uzaklıktaki xz düzleminde iki boyutlu kesitin Matlab görüntüsü gösterilmektedir.

Her bir kesit için parçacığın ortamla etkileştiği noktalardaki; parçacık tipi, etkileşim tipi, parçacığın sahip olduğu enerji ve parçacığın bulunduğu x,y,z koordinatlarının bilgileri text dosyalarına yazdırıldı.

Farklı büyüklükteki manyetik alanlarda (0, 0,5, 1, 1,5, 2, 2,5, 3 Tesla), farklı enerjilerdeki (0,5, 1, 1,5, 2 MeV) beta parçacıkları için program çalıştırılarak veriler elde edildi.

5.4 Verilerin Değerlendirilmesi

Geant4'dan elde edilen verilerin analizi Matlab 7.0.0 programı kullanılarak yapıldı. Dosyalara yazdırılan veriler Matlab programına yüklenerek her kesitin merkezinden itibaren x ve z eksenini boyunca 0,5 mm aralıklarla enerjisi 10 keV'in üzerinde olan parçacıkların yaptıkları etkileşim sayıları hesaplandı. (Şekil 9)



Şekil 9: Geant4 programından elde edilen verilerin analizi için x-ekseni (solda) ve z-ekseni (sağda) boyunca 0,5 mm aralıklarla etkileşim sayılarının hesaplanması.

Farklı manyetik alanlarda farklı enerjilerdeki beta parçacıklarının her bir kesiti için hesaplama yapılarak elde edilen verilerin grafikleri OriginPro 8 Programında çizdirildi.

5.5 Araştırmanın Sınırlılıkları

Yapılan çalışmada ortamla etkileşecek parçacık sayısı, çalışmada kullanılan bilgisayarın kapasitesine göre belirlendi. Simülasyon programının daha etkin çalışabileceği paralel bilgisayarlar kullanılarak parçacık sayısı artırılabilir.

Çalışmada kullanılan Geant4 simülasyon programında beta parçacıkları tek enerjili olarak kullanıldı. Oysaki tedavide kullanılan radyoizotoplar tek enerjili olmayıp sürekli bir enerji spektrumuna sahiptirler.

5.6 Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 18 Haziran 2009 tarih ve 14/14/2009 no.lu toplantısında; 122/2009 sayılı ‘Beta yayan kaynakların ışınlımının manyetik alan altında Monta Carlo ile simülasyonu’ isimli projenin onayı alındı.

6. BULGULAR

Manyetik alanda kaynaktan çıkan beta parçacıklarının menzillerinin değişimi değerlendirilirken, su küresinden alınan kesitlerdeki beta parçacıklarının yaptıkları etkileşim sayıları kaydedildi.

Farklı büyüklükteki manyetik alanlarda, farklı enerjilerde beta parçacıklarından elde edilen kesitler için manyetik alana dik (z eksenini boyunca) ve manyetik alana paralel yönde (x eksenini boyunca) tarama yapılarak elde edilen verilerin grafikleri çizdirildi.

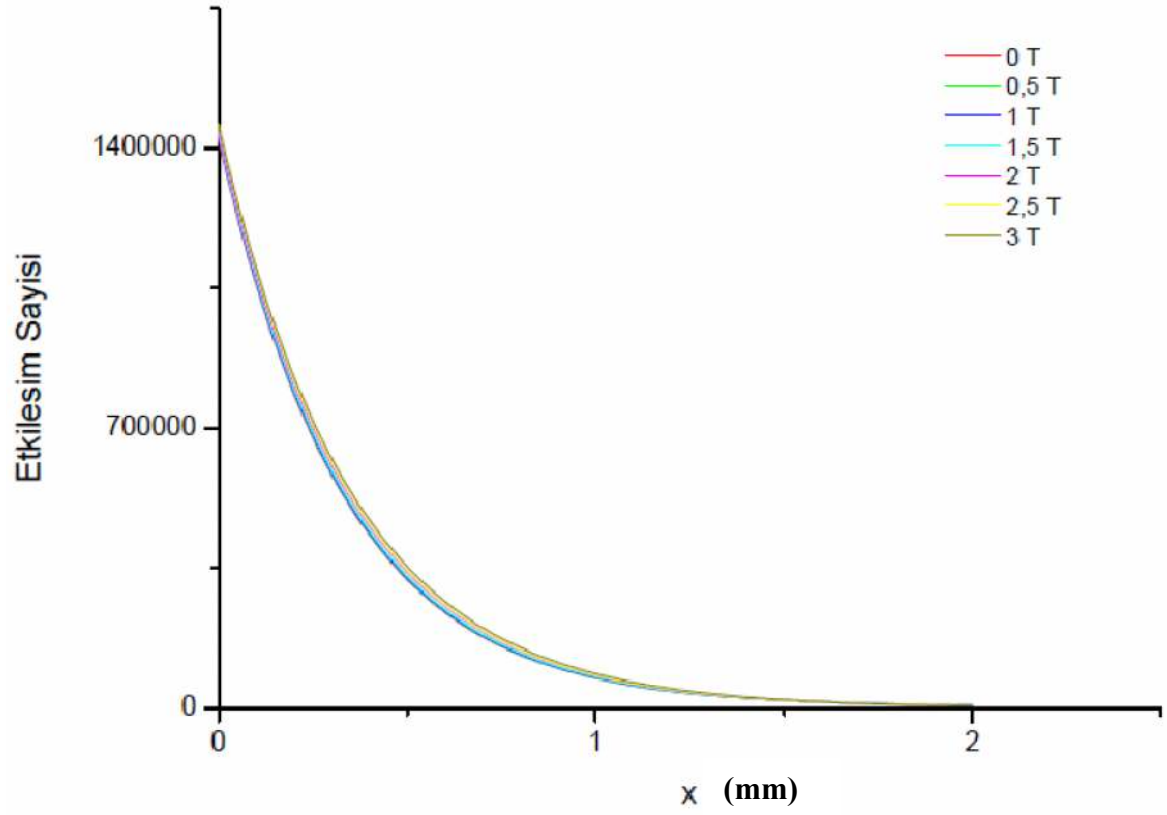
6.1 0,5 MeV Enerjili Beta Parçacığının Simülasyon Verileri

Kaynaktan çıkan 0,5 MeV enerjili beta parçacıklarının ortamda aldıkları yolların farklı büyüklükteki manyetik alanlardaki değişimi incelendi. xz düzleminde kaynağın bulunduğu merkezden (0 mm) ve kaynaktan 1 mm uzaklıktan alınan kesitlerde x eksenini ve z eksenini boyunca parçacıkların yaptıkları etkileşim sayıları hesaplandı (Tablo 2, 4, 6, 8) ve grafikleri çizdirildi.(Grafik 1, 2, 3, 4)

Manyetik alanın etkileşim sayısına etkisini incelemek için hesaplanan veriler manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalize edildi. (Tablo 3, 5, 7, 9)

Tablo 2: 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1427110	1435258	1431698	1442027	1444594	1461429	1461155
0,5 mm	310073	312684	314135	318820	329221	334173	342748
1 mm	105974	105308	106484	111114	111637	111844	116333
1,5 mm	5402	4934	5127	5369	5044	5299	5214



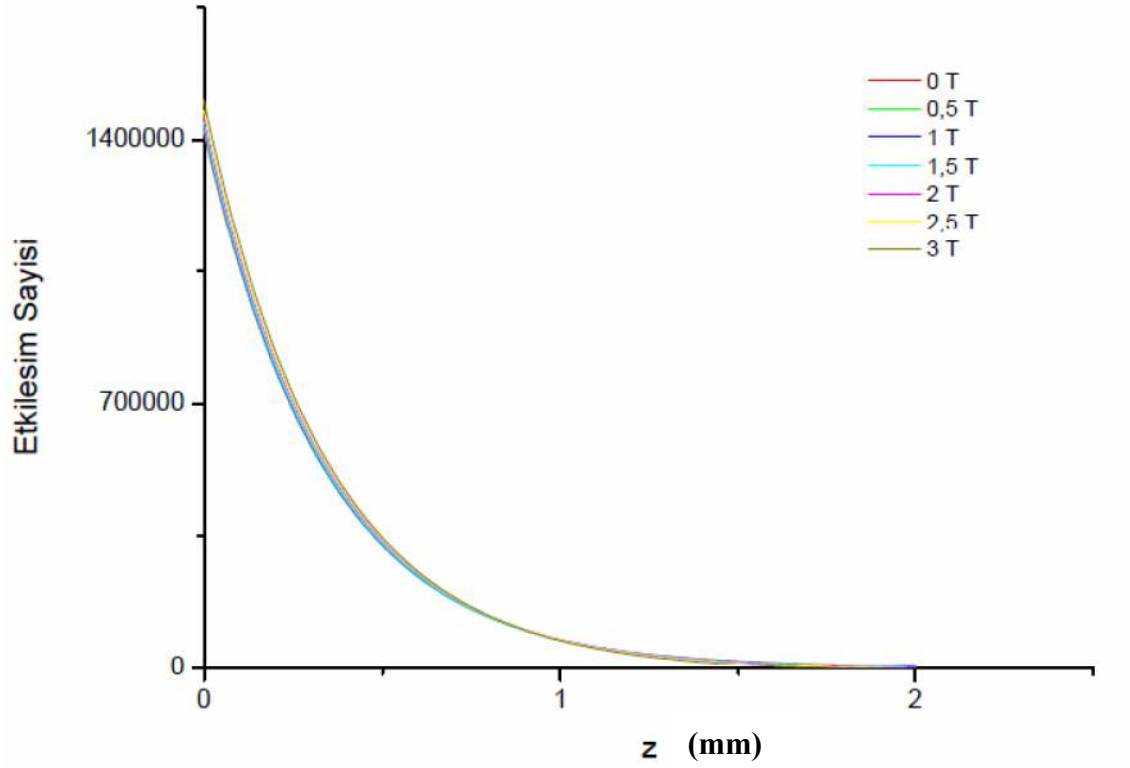
Grafik 1: 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 3: 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1,01	1,00	1,01	1,01	1,02	1,02
0,5 mm	1,01	1,01	1,03	1,06	1,08	1,11
1 mm	0,99	1,00	1,05	1,05	1,06	1,10
1,5 mm	0,91	0,95	0,99	0,93	0,98	0,97

Tablo 4: 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1422421	1432203	1435381	1445812	1459917	1478002	1503876
0,5 mm	315685	315617	318796	323900	331930	340787	347068
1 mm	108053	105316	104022	99599	94982	85009	77060
1,5 mm	5134	5038	4310	4008	3261	2711	2074



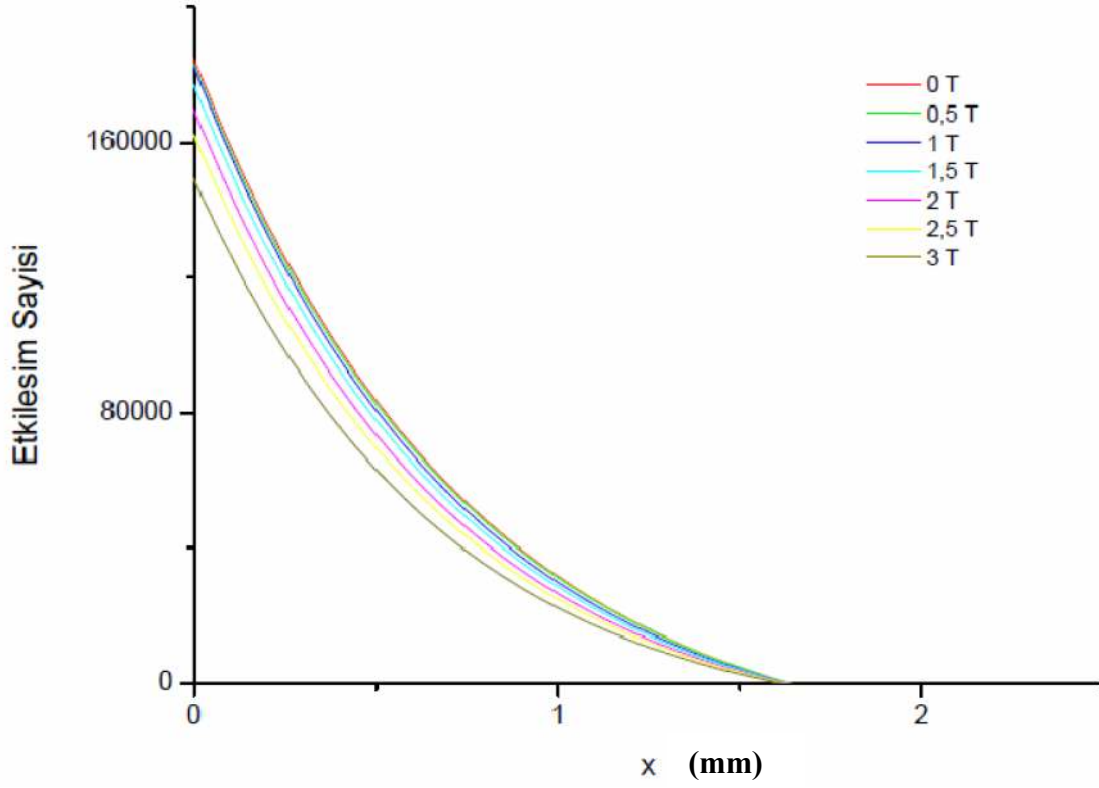
Grafik 2: 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 5: 0,5 MeV enerjili betaların 0 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1,01	1,01	1,02	1,03	1,04	1,06
0,5 mm	1,00	1,01	1,03	1,05	1,08	1,10
1 mm	0,97	0,96	0,92	0,88	0,79	0,71
1,5 mm	0,98	0,84	0,78	0,64	0,53	0,40

Tablo 6: 0,5 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	180894	179311	178980	173671	166757	159537	146815
0,5 mm	99616	98414	95713	92362	86451	82004	73938
1 mm	14910	14678	13743	12663	12183	11016	9997
1,5 mm	35	82	68	73	30	60	26



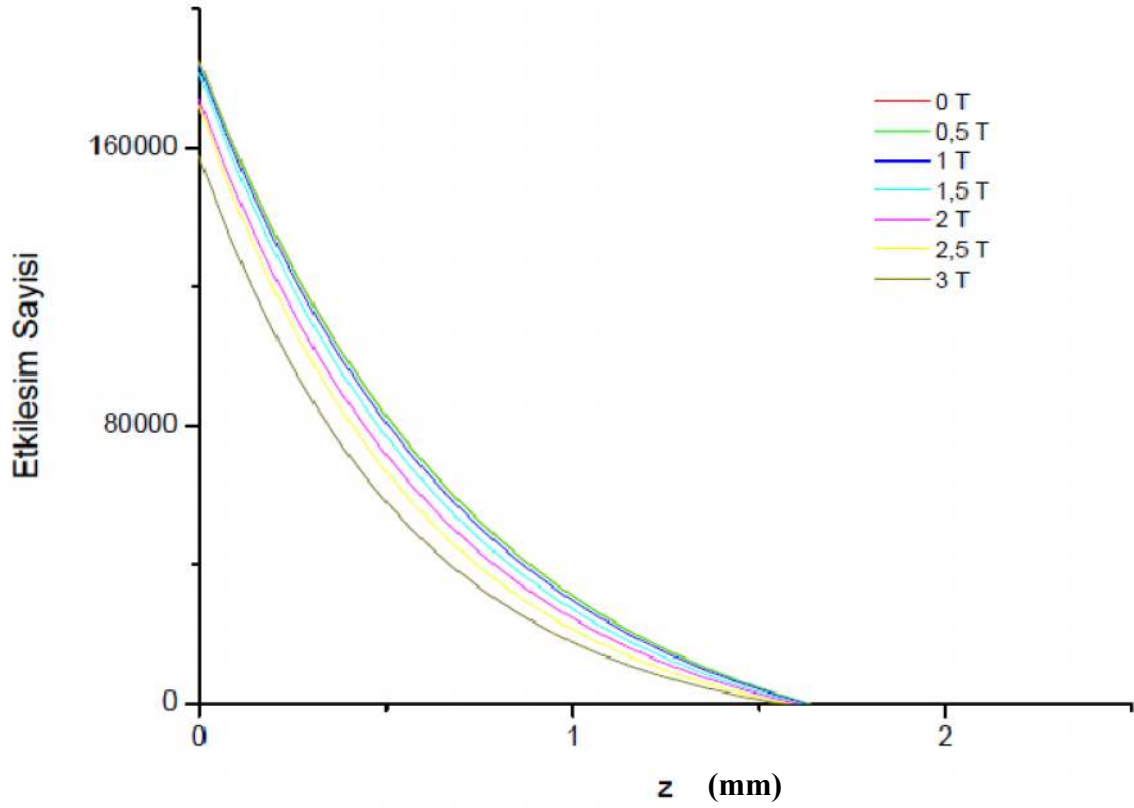
Grafik 3:0,5MeV enerjili betaların 1mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 7: 0,5 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	0,99	0,99	0,96	0,92	0,88	0,81
0,5 mm	0,99	0,96	0,93	0,87	0,82	0,74
1 mm	0,98	0,92	0,85	0,82	0,74	0,67

Tablo 8: 0,5 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	181592	181035	180130	178670	171510	170203	155945
0,5 mm	98619	98221	95780	90366	83447	77020	66345
1 mm	14436	14468	13338	11825	10513	8230	6338
1,5 mm	54	52	57	39	68	27	44



Grafik 4: 0,5 MeV enerjili betaların 1 mm’deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 9: 0,5 MeV enerjili betaların 1 mm’deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1,00	0,99	0,98	0,94	0,94	0,86
0,5 mm	1,00	0,97	0,92	0,85	0,78	0,67
1 mm	1,00	0,92	0,82	0,73	0,57	0,44

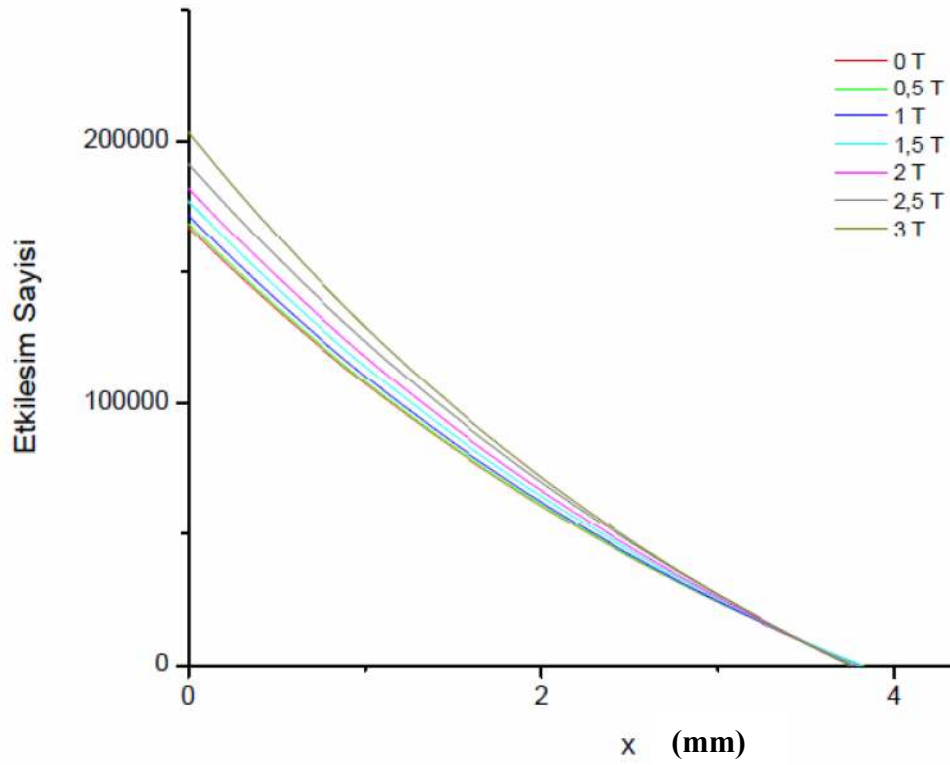
6.2 1 MeV Enerjili Beta Parçacığı Simülasyon Verileri

Kaynaktan çıkan 1 MeV enerjili beta parçacıklarının ortamda aldıkları yolların farklı büyüklükteki manyetik alanlardaki değişimlerinin, xz düzleminde kaynaktan 1 mm ve 3 mm uzaklıktan alınan kesitlerde x eksen ve z eksen boyunca parçacıkların yaptıkları etkileşim sayıları hesaplandı (Tablo 10, 12, 14, 16) ve grafikleri çizdirildi. (Grafik 5, 6, 7, 8)

Manyetik alanın etkileşim sayısına etkisini incelemek için hesaplanan veriler manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalize edildi. (Tablo 11, 13, 15, 17)

Tablo 10: 1 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	164432	166301	169068	174247	178445	186969	197638
0,5 mm	138327	138731	141401	146247	150432	159004	169286
1 mm	108683	109556	112564	116679	121837	127345	134166
1,5 mm	83942	84261	86341	89069	93239	98191	101216
2 mm	62825	62381	63587	65908	67496	70824	70757
2,5 mm	39709	41316	40462	41755	42314	43188	43912
3 mm	18954	19368	19596	20535	19615	20353	20288
3,5 mm	5894	5475	5372	5503	4945	5199	5307
4 mm	599	509	728	692	479	601	525



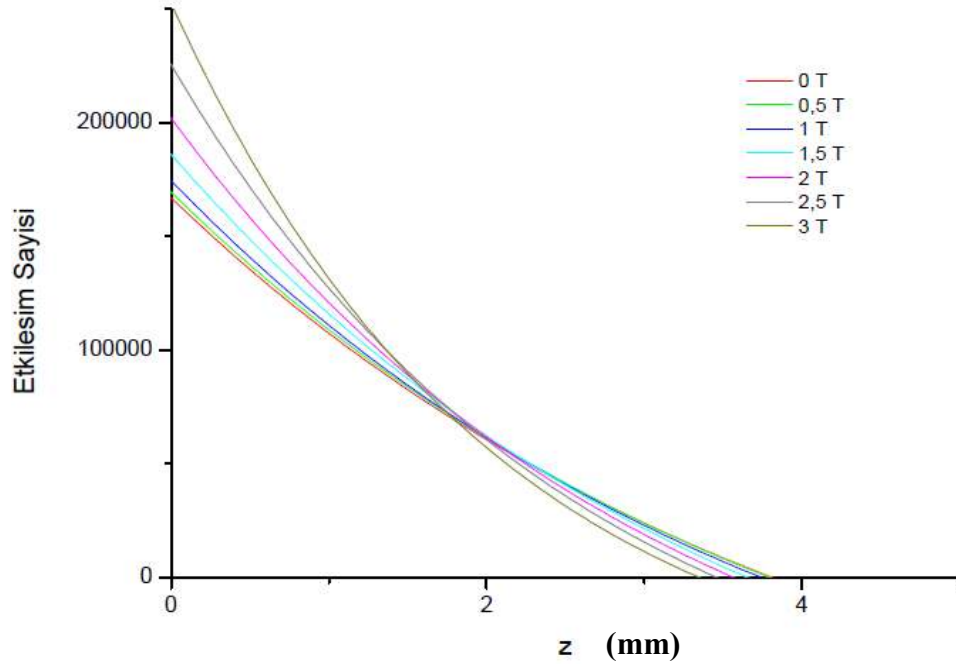
Grafik 5: 1 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 11: 1 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1,01	1,03	1,06	1,09	1,14	1,20
0,5 mm	1,00	1,02	1,06	1,09	1,15	1,22
1 mm	1,01	1,04	1,07	1,12	1,17	1,23
1,5 mm	1,00	1,03	1,06	1,11	1,17	1,21
2 mm	0,99	1,01	1,05	1,07	1,13	1,13
2,5 mm	1,04	1,02	1,05	1,07	1,09	1,11
3 mm	1,02	1,03	1,08	1,03	1,07	1,07
3,5 mm	0,93	0,91	0,93	0,84	0,88	0,90
4 mm	0,85	1,22	1,16	0,80	1,00	0,88

Tablo 12: 1 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	164488	166659	170291	179135	192583	211852	236279
0,5 mm	137825	139659	144012	153363	165533	184547	202948
1 mm	108625	110445	114417	123702	131592	144051	152343
1,5 mm	83816	86657	87198	92465	95445	95151	89476
2 mm	61854	62334	62395	60690	57648	49850	40632
2,5 mm	40366	39110	37045	32193	26074	19633	12840
3 mm	18981	18623	16031	12686	8580	5158	2613
3,5 mm	5262	5033	4067	2802	1648	753	403
4 mm	460	549	396	219	115	85	42



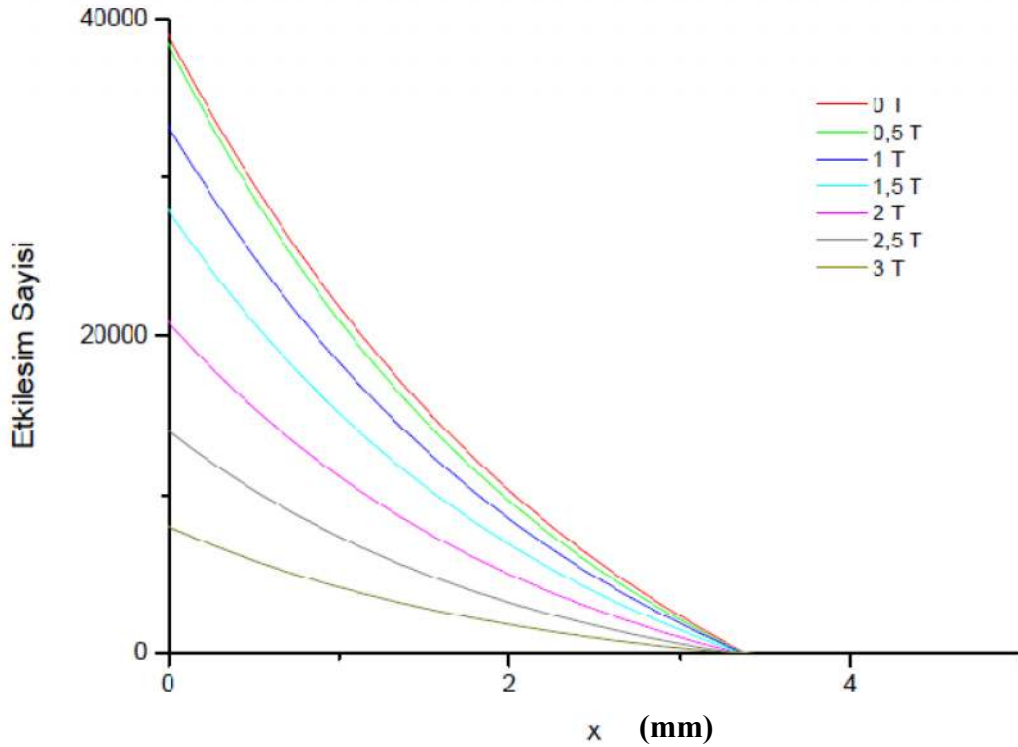
Grafik 6: 1 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 13: 1 MeV enerjili betaların 1 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1,01	1,04	1,09	1,17	1,29	1,44
0,5 mm	1,01	1,04	1,11	1,20	1,34	1,47
1 mm	1,02	1,05	1,14	1,21	1,33	1,40
1,5 mm	1,03	1,04	1,10	1,14	1,14	1,07
2 mm	1,01	1,01	0,98	0,93	0,81	0,66
2,5 mm	0,97	0,92	0,80	0,65	0,49	0,32
3 mm	0,98	0,84	0,67	0,45	0,27	0,14
3,5 mm	0,96	0,77	0,53	0,31	0,14	0,08
4 mm	1,19	0,86	0,48	0,25	0,18	0,09

Tablo 14: 1 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	35996	35715	31040	25927	19473	13226	7492
0,5 mm	32782	31907	27105	23298	17094	11245	6552
1 mm	25030	23720	21292	17134	12806	8304	4525
1,5 mm	16631	15354	13777	10811	8030	5450	3201
2 mm	7998	7741	6569	5510	3719	2312	1247
2,5 mm	2362	2182	1900	1607	1080	579	358
3 mm	314	284	222	150	146	90	72



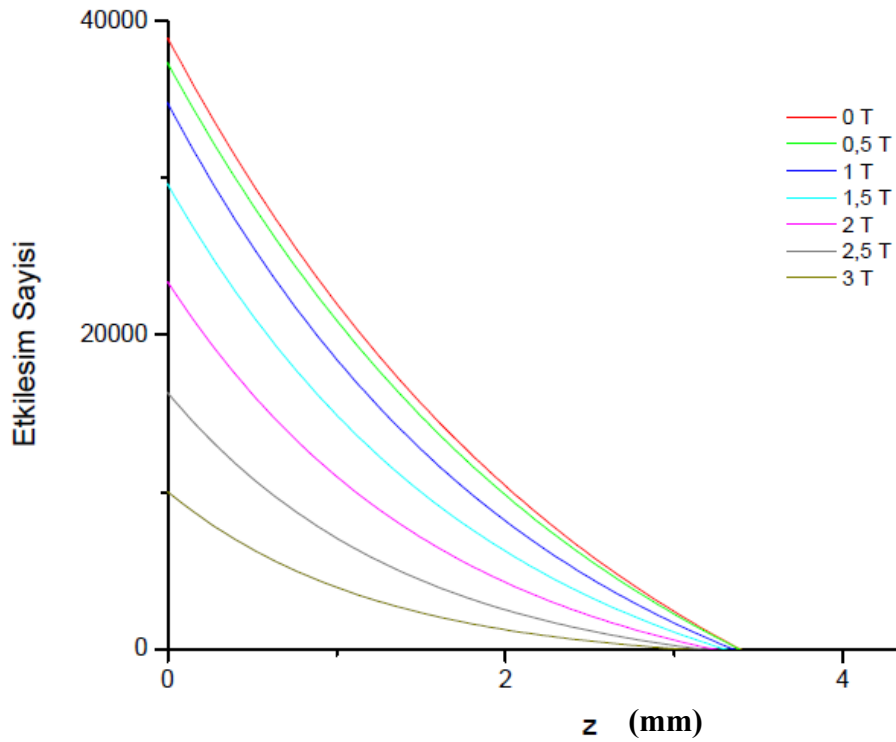
Grafik 7: 1 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 15: 1 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	0,99	0,86	0,72	0,54	0,37	0,21
0,5 mm	0,97	0,83	0,71	0,52	0,34	0,20
1 mm	0,95	0,85	0,68	0,51	0,33	0,18
1,5 mm	0,92	0,83	0,65	0,48	0,33	0,19
2 mm	0,97	0,82	0,69	0,46	0,29	0,16
2,5 mm	0,92	0,80	0,68	0,46	0,25	0,15
3 mm	0,90	0,71	0,48	0,46	0,29	0,23

Tablo 16: 1 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	35527	34201	32523	27691	21957	15472	9436
0,5 mm	33176	31623	28053	23740	18325	12240	7570
1 mm	25725	24290	21237	16774	12350	8043	4205
1,5 mm	16383	15524	13239	10376	6959	3820	1774
2 mm	7974	7540	6180	4138	2534	1474	561
2,5 mm	2221	2144	1519	1037	519	248	87
3 mm	384	344	209	155	73	16	9



Grafik 8: 1 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 17: 1 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	0,96	0,92	0,78	0,62	0,44	0,27
0,5 mm	0,95	0,85	0,72	0,55	0,37	0,23
1 mm	0,94	0,83	0,65	0,48	0,31	0,16
1,5 mm	0,95	0,81	0,63	0,42	0,23	0,11
2 mm	0,95	0,78	0,52	0,32	0,18	0,07
2,5 mm	0,97	0,68	0,47	0,23	0,11	0,04
3 mm	0,90	0,54	0,40	0,19	0,04	0,02

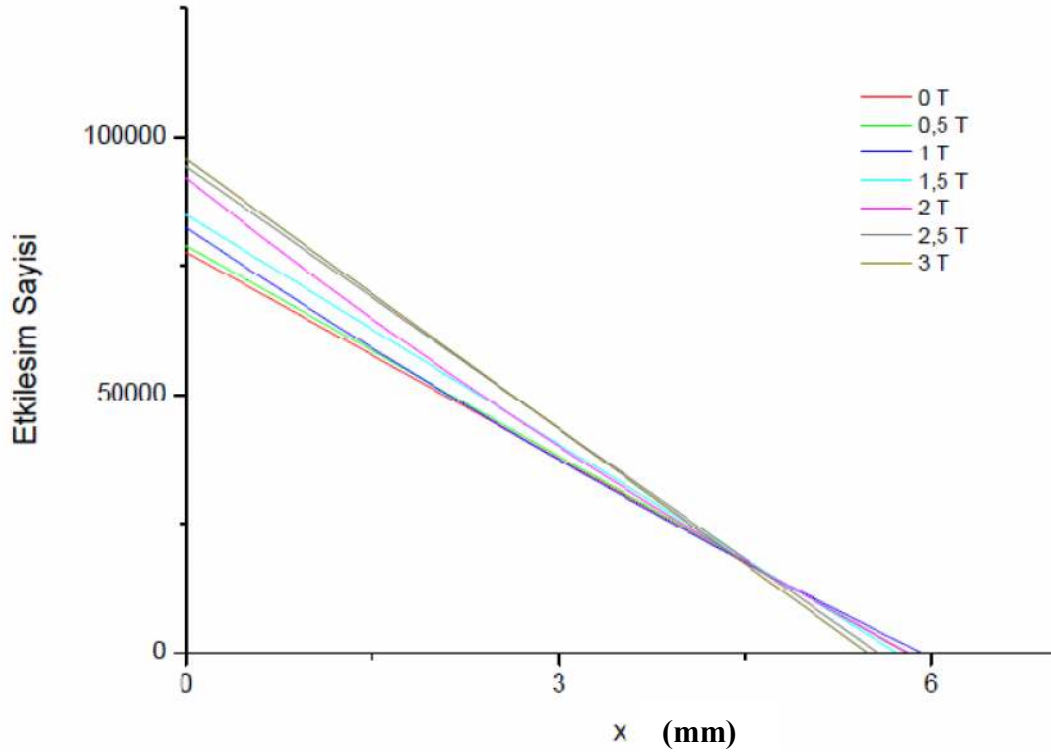
6.3 1,5 MeV Enerjili Beta Parçacığı Simülasyon Verileri

Kaynaktan çıkan 1,5 MeV enerjili beta parçacıklarının ortamda aldıkları yolların farklı büyüklükteki manyetik alanlardaki değişimlerinin, xz düzleminde kaynaktan 2 mm ve 4 mm uzaklıktan alınan kesitlerde kesitlerde x eksen ve z eksen boyunca parçacıkların yaptıkları etkileşim sayıları hesaplandı (Tablo 18, 20, 22, 24) ve grafikleri çizdirildi. (Grafik 9, 10, 11, 12)

Manyetik alanın etkileşim sayısına etkisini incelemek için hesaplanan veriler manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalize edildi. (Tablo 19, 21, 23, 25)

Tablo 18: 1,5 MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	76493	78911	79344	84070	88549	93818	96322
0,5 mm	73937	74244	75452	78739	82686	89858	91978
1 mm	65689	67532	69018	72825	75428	81321	82164
1,5 mm	58026	58768	60401	63916	68321	70067	72252
2 mm	50414	50503	51998	56040	58002	60028	59609
2,5 mm	43168	43484	44134	46758	48396	49983	48175
3 mm	37116	36632	37638	38312	40032	39766	38409
3,5 mm	29702	30177	30348	31424	30646	30150	29022
4 mm	22341	22426	23069	23176	22500	21984	20486
4,5 mm	15927	16797	15988	15620	15618	14802	13228
5 mm	9965	9802	9948	9035	9218	8789	7887
5,5 mm	4593	4832	4704	4390	4208	3925	3383
6 mm	1919	1995	1889	1849	1647	1421	1456



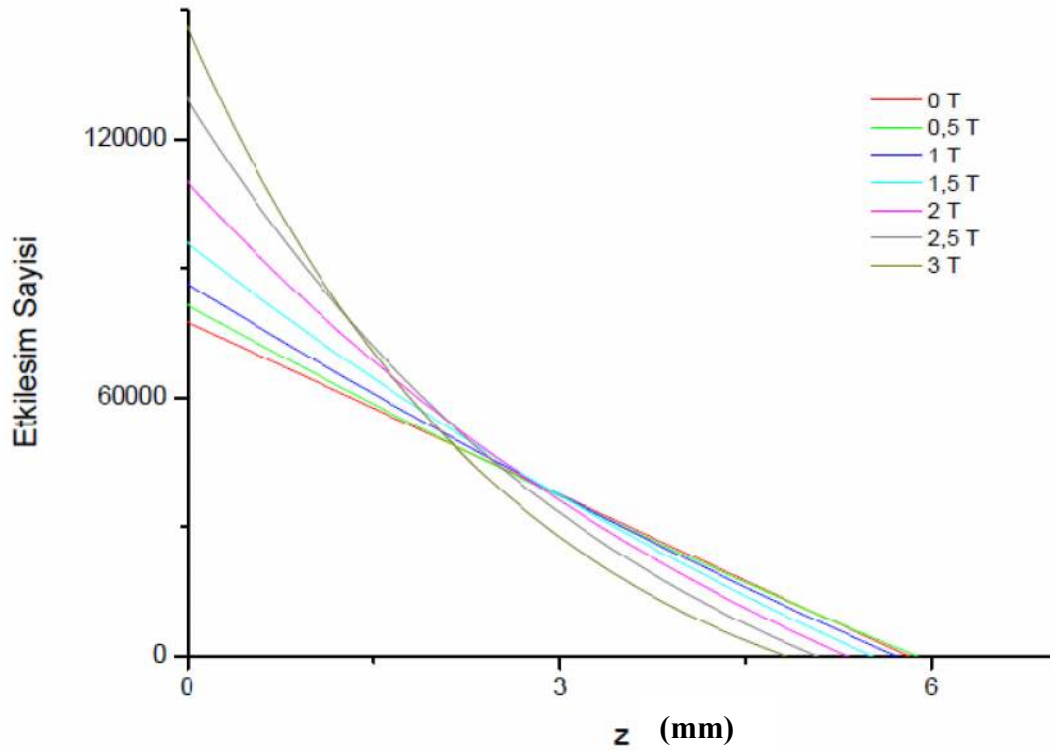
Grafik 9: 1,5 MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 19: 1,5 MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1,03	1,04	1,10	1,16	1,23	1,26
0,5 mm	1,00	1,02	1,06	1,12	1,22	1,24
1 mm	1,03	1,05	1,11	1,15	1,24	1,25
1,5 mm	1,01	1,04	1,10	1,18	1,21	1,25
2 mm	1,00	1,03	1,11	1,15	1,19	1,18
2,5 mm	1,01	1,02	1,08	1,12	1,16	1,12
3 mm	0,99	1,01	1,03	1,08	1,07	1,03
3,5 mm	1,02	1,02	1,06	1,03	1,02	0,98
4 mm	1,00	1,03	1,04	1,01	0,98	0,92
4,5 mm	1,05	1,00	0,98	0,98	0,93	0,83
5 mm	0,98	1,00	0,91	0,93	0,88	0,79
5,5 mm	1,05	1,02	0,96	0,92	0,85	0,74
6 mm	1,04	0,98	0,96	0,86	0,74	0,76

Tablo 20: 1,5 MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	77374	78809	82957	89528	101522	117317	131954
0,5 mm	72965	74573	77434	85168	95561	110655	123251
1 mm	66274	66782	70860	78940	88033	99703	106810
1,5 mm	57297	60263	64198	69791	77366	83525	82353
2 mm	50146	52491	56060	59415	61804	63582	54587
2,5 mm	43088	45387	46505	47710	47359	42071	31521
3 mm	36634	36798	37102	35706	32942	24674	16900
3,5 mm	30269	29529	28657	25667	20536	13273	7051
4 mm	22028	22468	19984	16547	11171	6414	2640
4,5 mm	15824	14769	12326	8724	5184	2470	896
5 mm	9440	8757	6840	4288	2176	770	300
5,5 mm	4720	4204	2982	1618	603	191	41
6 mm	1789	1848	1042	459	290	60	33



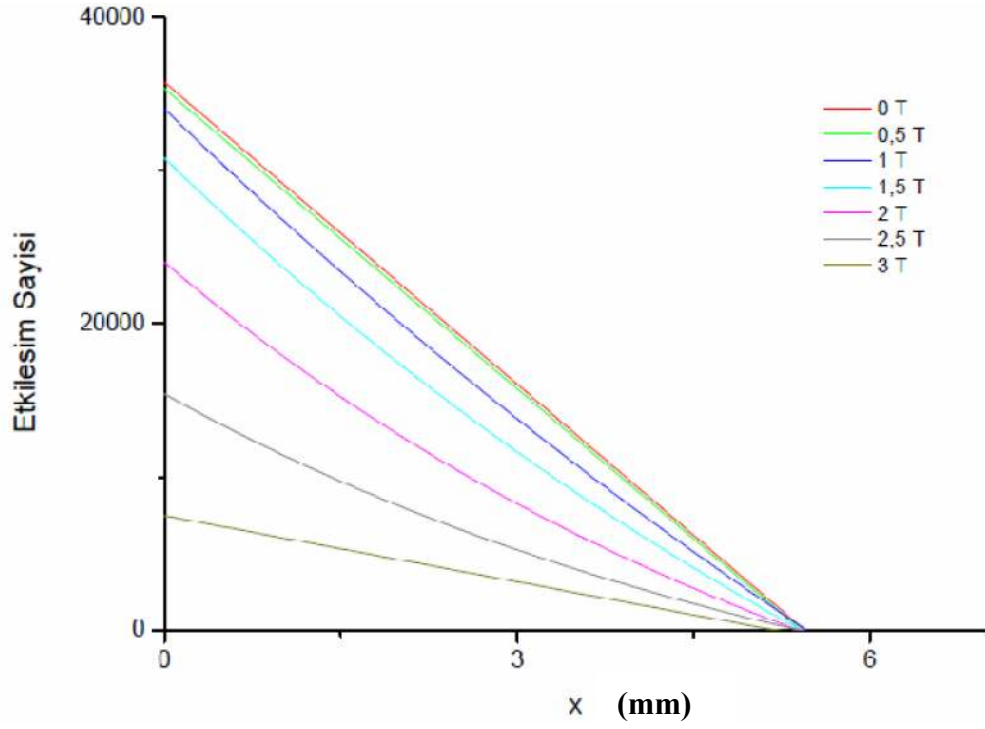
Grafik 10: 1,5 MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 21: 1,5 MeV enerjili betaların 2 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1,02	1,07	1,16	1,31	1,52	1,71
0,5 mm	1,02	1,06	1,17	1,31	1,52	1,69
1 mm	1,01	1,07	1,19	1,33	1,50	1,61
1,5 mm	1,05	1,12	1,22	1,35	1,46	1,44
2 mm	1,05	1,12	1,18	1,23	1,27	1,09
2,5 mm	1,05	1,08	1,11	1,10	0,98	0,73
3 mm	1,00	1,01	0,97	0,90	0,67	0,46
3,5 mm	0,98	0,95	0,85	0,68	0,44	0,23
4 mm	1,02	0,91	0,75	0,51	0,29	0,12
4,5 mm	0,93	0,78	0,55	0,33	0,16	0,06
5 mm	0,93	0,72	0,45	0,23	0,08	0,03
5,5 mm	0,89	0,63	0,34	0,13	0,04	0,01
6 mm	1,03	0,58	0,26	0,16	0,03	0,02

Tablo 22: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	33826	33370	31243	28967	22185	14331	7381
0,5 mm	32268	32139	30495	26628	21493	13609	7508
1 mm	30787	31059	28313	25285	19044	12248	6400
1,5 mm	28248	27282	25715	22235	16447	10366	5695
2 mm	24429	23966	22191	19047	13608	8826	4789
2,5 mm	20358	20089	17877	15596	10794	6853	3348
3 mm	15796	15129	13597	11352	8024	5093	2395
3,5 mm	10874	10390	9030	7588	5178	3111	1772
4 mm	6526	6281	5683	4341	3009	1934	915
4,5 mm	3814	3555	2927	2241	1455	1024	461
5 mm	1477	1341	1339	711	614	359	212
5,5 mm	302	244	232	178	165	108	65



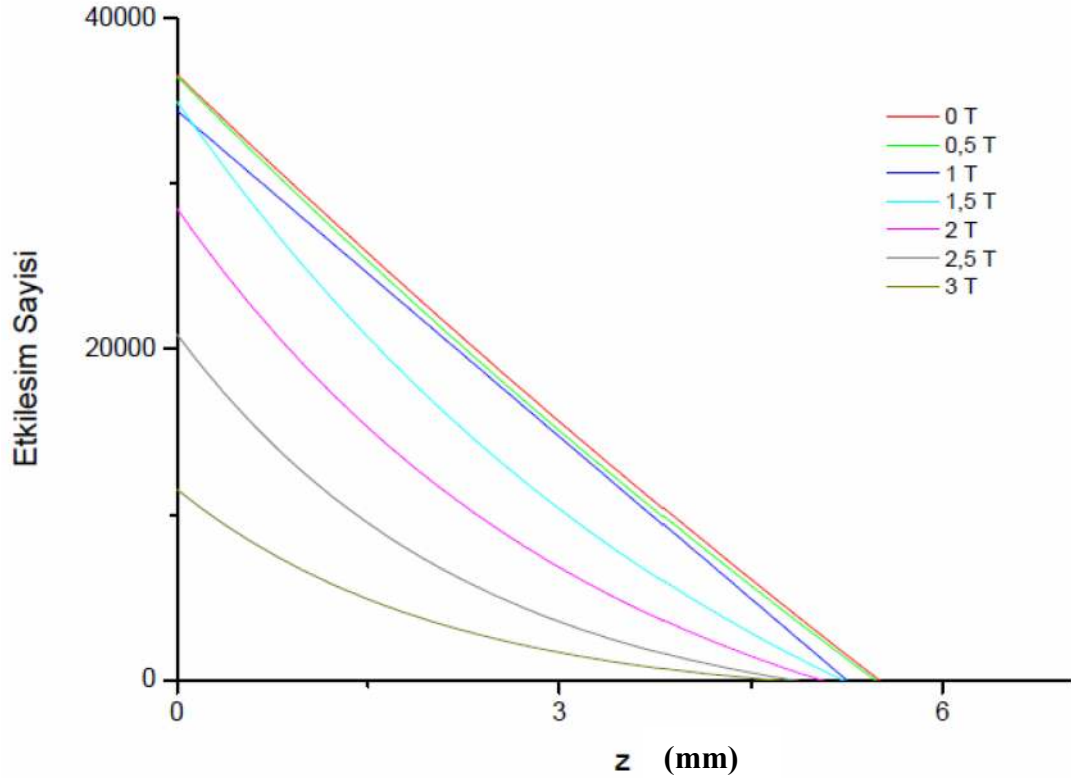
Grafik 11: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm’deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 23: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm’deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	0,99	0,92	0,86	0,66	0,42	0,22
0,5 mm	1,00	0,95	0,83	0,67	0,42	0,23
1 mm	1,01	0,92	0,82	0,62	0,40	0,21
1,5 mm	0,97	0,91	0,79	0,58	0,37	0,20
2 mm	0,98	0,91	0,78	0,56	0,36	0,20
2,5 mm	0,99	0,88	0,77	0,53	0,34	0,16
3 mm	0,96	0,86	0,72	0,51	0,32	0,15
3,5 mm	0,96	0,83	0,70	0,48	0,29	0,16
4 mm	0,96	0,87	0,67	0,46	0,30	0,14
4,5 mm	0,93	0,77	0,59	0,38	0,27	0,12
5 mm	0,91	0,91	0,48	0,42	0,24	0,14
5,5 mm	0,81	0,77	0,59	0,55	0,36	0,22

Tablo 24: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	34198	33864	32756	31747	26240	19190	10357
0,5 mm	32883	32003	33221	30764	23949	17643	9934
1 mm	30248	30721	30223	27447	21052	14001	7580
1,5 mm	27458	28183	27205	23079	18150	10328	5326
2 mm	25067	23616	21993	18315	12606	7030	3323
2,5 mm	19970	19666	16720	13753	8345	4688	1853
3 mm	15861	15122	12915	9169	5642	2271	943
3,5 mm	11282	10032	8434	5226	2855	1014	400
4 mm	7043	6536	4943	2629	1106	321	147
4,5 mm	3650	3238	2175	1082	481	169	28
5 mm	1304	1313	823	452	131	47	15



Grafik 12: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 25: 1,5 MeV enerjili betaların 4 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	0,99	0,96	0,93	0,77	0,56	0,30
0,5 mm	0,97	1,01	0,94	0,73	0,54	0,30
1 mm	1,02	1,00	0,91	0,70	0,46	0,25
1,5 mm	1,03	0,99	0,84	0,66	0,38	0,19
2 mm	0,94	0,88	0,73	0,50	0,28	0,13
2,5 mm	0,98	0,84	0,69	0,42	0,23	0,09
3 mm	0,95	0,81	0,58	0,36	0,14	0,06
3,5 mm	0,89	0,75	0,46	0,25	0,09	0,04
4 mm	0,93	0,70	0,37	0,16	0,05	0,02
4,5 mm	0,89	0,60	0,30	0,13	0,05	0,01
5 mm	1,01	0,63	0,35	0,10	0,04	0,01

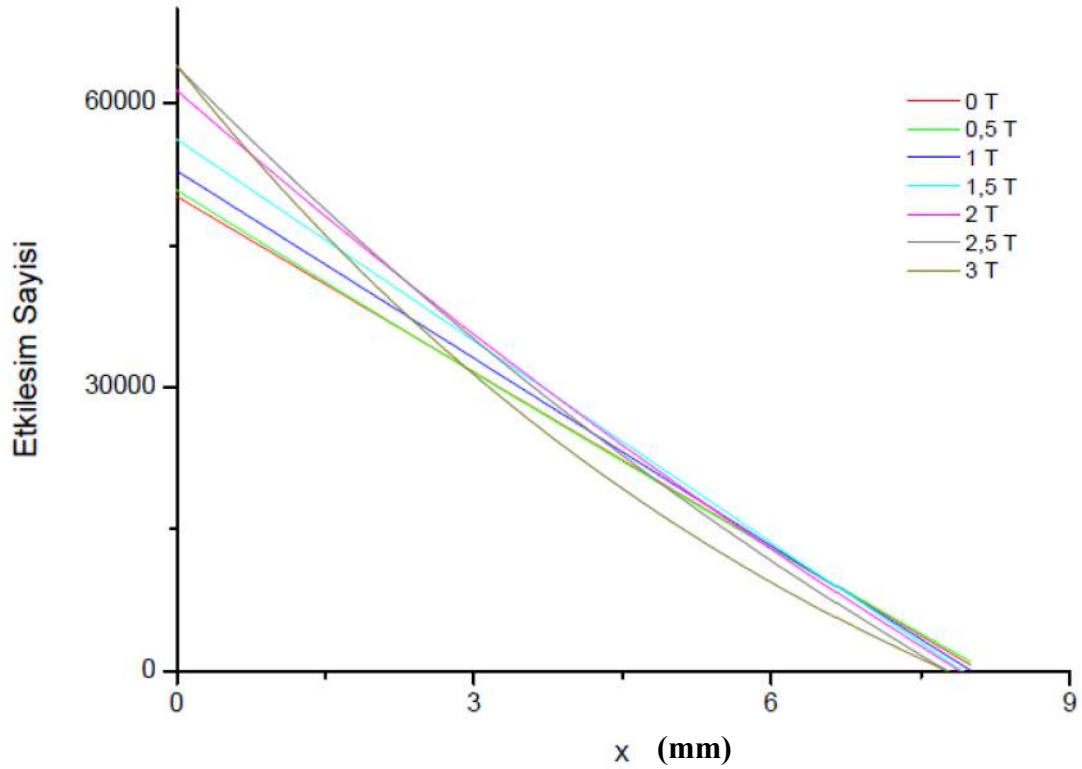
6.4 2 MeV Enerjili Beta Parçacığı Simülasyon Verileri

Kaynaktan çıkan 2 MeV enerjili beta parçacıklarının ortamda aldıkları yolların farklı büyüklükteki manyetik alanlardaki değişimlerinin, xz düzleminde kaynaktan 3 mm ve 6 mm uzaklıktan alınan kesitlerde x eksen ve z eksen boyuncaya boyuncaya parçacıkların yaptıkları etkileşim sayıları hesaplandı (Tablo 26, 28, 30, 32) ve grafikleri çizdirildi. (Grafik 13, 14, 15, 16)

Manyetik alanın etkileşim sayısına etkisini incelemek için hesaplanan veriler manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalize edildi. (Tablo 27, 29, 31, 33)

Tablo 26: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	48014	48529	51139	53479	58311	59889	59754
0,5 mm	46716	47584	49273	52460	56194	58092	58961
1 mm	45006	45238	47439	50037	53269	56092	52531
1,5 mm	42643	43079	43492	47654	50467	51213	49356
2 mm	39293	38772	41077	43655	45928	45964	43207
2,5 mm	35065	34727	37270	39583	41421	41971	37245
3 mm	31898	31609	33634	35334	36561	35648	31181
3,5 mm	28250	28718	29981	30900	30957	30821	26693
4 mm	25462	25431	25808	27377	27208	26041	21915
4,5 mm	21547	21618	23201	24458	23499	21271	17114
5 mm	18299	18705	18601	19982	19503	17314	13945
5,5 mm	15492	15504	15630	15693	14796	13352	11068
6 mm	12256	12253	12328	11916	10907	9993	8717
6,5 mm	9119	9092	9117	8527	7800	6939	6142
7 mm	6053	6273	5500	5665	5056	4603	3860
7,5 mm	4013	3638	3552	3509	3433	2608	1983
8 mm	2822	3167	2865	2479	2474	1752	1420



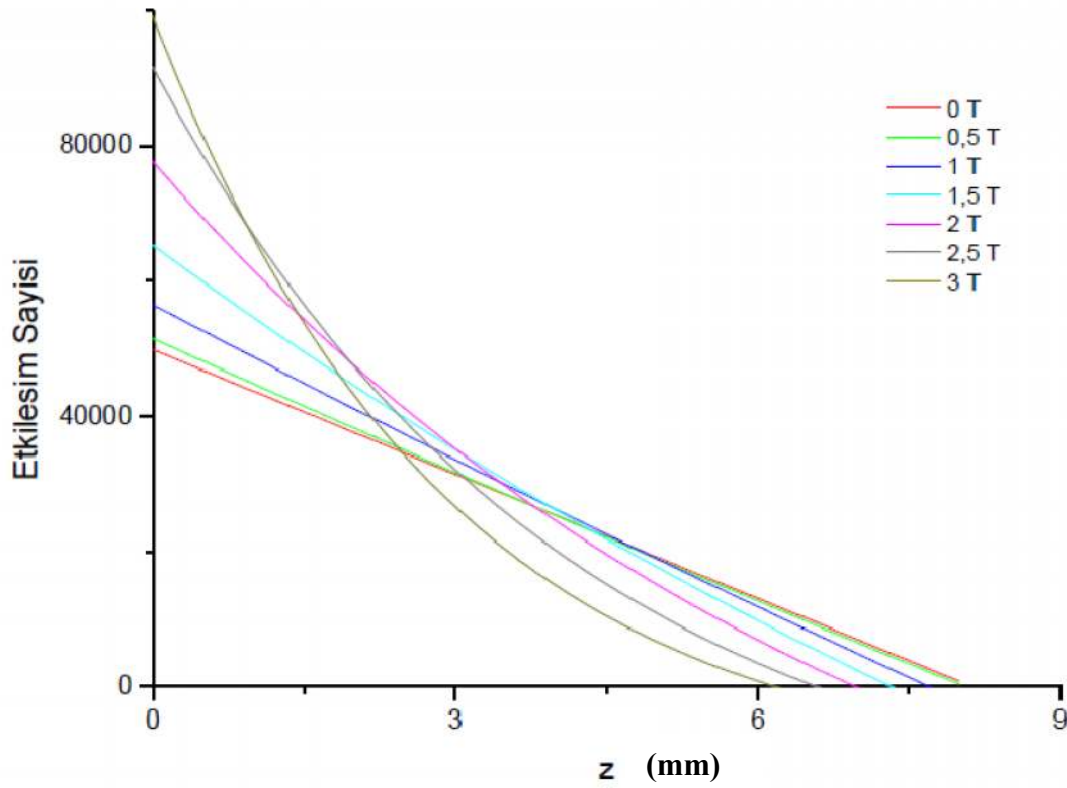
Grafik13: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 27: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1,01	1,07	1,11	1,21	1,25	1,24
0,5 mm	1,02	1,05	1,12	1,20	1,24	1,26
1 mm	1,01	1,05	1,11	1,18	1,25	1,17
1,5 mm	1,01	1,02	1,12	1,18	1,20	1,16
2 mm	0,99	1,05	1,11	1,17	1,17	1,10
2,5 mm	0,99	1,06	1,13	1,18	1,20	1,06
3 mm	0,99	1,05	1,11	1,15	1,12	0,98
3,5 mm	1,02	1,06	1,09	1,10	1,09	0,94
4 mm	1,00	1,01	1,08	1,07	1,02	0,86
4,5 mm	1,00	1,08	1,14	1,09	0,99	0,79
5 mm	1,02	1,02	1,09	1,07	0,95	0,76
5,5 mm	1,00	1,01	1,01	0,96	0,86	0,71
6 mm	1,00	1,01	0,97	0,89	0,82	0,71
6,5 mm	1,00	1,00	0,94	0,86	0,76	0,67
7 mm	1,04	0,91	0,94	0,84	0,76	0,64
7,5 mm	0,91	0,89	0,87	0,86	0,65	0,49
8 mm	1,12	1,02	0,88	0,88	0,62	0,50

Tablo 28: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	48003	49282	53541	59710	69617	81704	87648
0,5 mm	46953	48044	52602	59224	67994	79495	84116
1 mm	44854	46218	49116	56816	65094	72449	75676
1,5 mm	42757	42100	45824	52455	60582	64122	64200
2 mm	38160	39543	43195	47379	53540	55290	49934
2,5 mm	35236	35228	39310	43396	46333	43636	35194
3 mm	31598	32460	35090	37446	37984	32430	22195
3,5 mm	27418	28625	30462	31842	29338	21497	12880
4 mm	24437	25811	26890	25420	21455	13947	6949
4,5 mm	21509	21640	21588	19832	14562	8386	3608
5 mm	19007	17914	17346	14536	8901	4604	1483
5,5 mm	15603	15118	13847	10020	5424	1949	739
6 mm	12468	11696	9497	6029	3021	991	326
6,5 mm	9143	8580	6153	3558	1470	465	62
7 mm	6438	5744	4109	1861	738	189	45
7,5 mm	3802	3381	2116	836	290	81	23
8 mm	3142	2542	1280	459	217	50	25



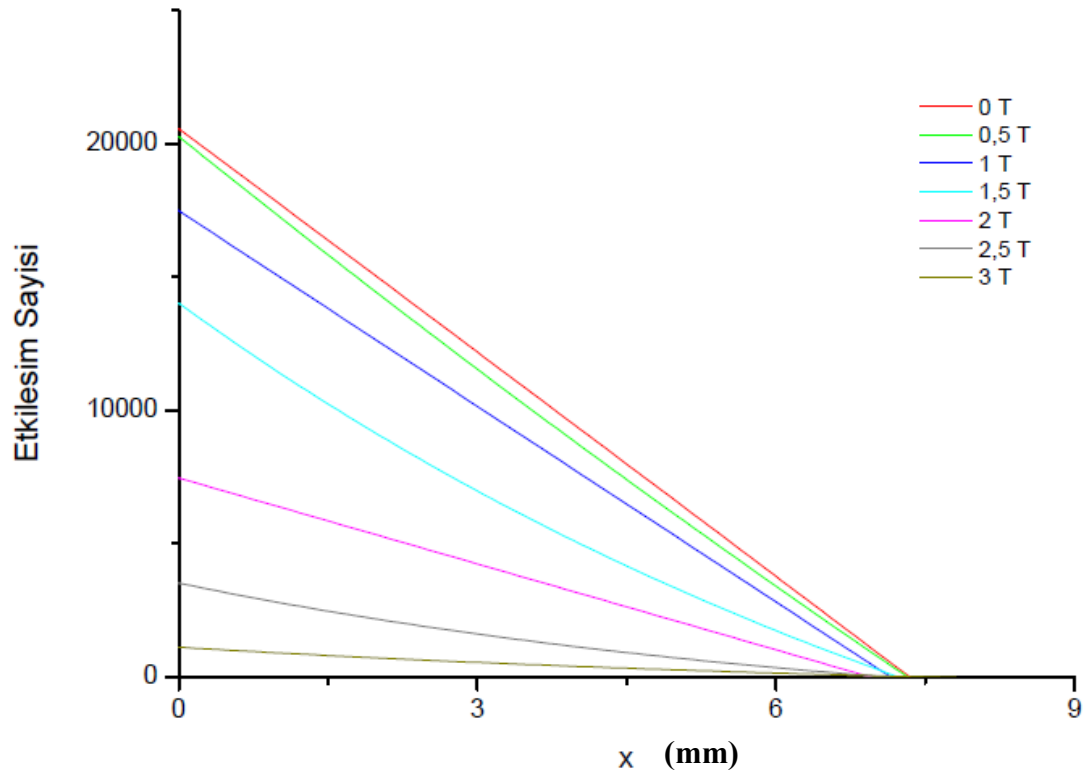
Grafik14: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 29: 2 MeV enerjili betaların 3 mm'deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1,03	1,12	1,24	1,45	1,70	1,83
0,5 mm	1,02	1,12	1,26	1,45	1,69	1,79
1 mm	1,03	1,10	1,27	1,45	1,62	1,69
1,5 mm	0,98	1,07	1,23	1,42	1,50	1,50
2 mm	1,04	1,13	1,24	1,40	1,45	1,31
2,5 mm	1,00	1,12	1,23	1,31	1,24	1,00
3 mm	1,03	1,11	1,19	1,20	1,03	0,70
3,5 mm	1,04	1,11	1,16	1,07	0,78	0,47
4 mm	1,06	1,10	1,04	0,88	0,57	0,28
4,5 mm	1,01	1,00	0,92	0,68	0,39	0,17
5 mm	0,94	0,91	0,76	0,47	0,24	0,08
5,5 mm	0,97	0,89	0,64	0,35	0,12	0,05
6 mm	0,94	0,76	0,48	0,24	0,08	0,03
6,5 mm	0,94	0,67	0,39	0,16	0,05	0,01
7 mm	0,89	0,64	0,29	0,11	0,03	0,01
7,5 mm	0,89	0,56	0,22	0,08	0,02	0,01
8 mm	0,81	0,41	0,15	0,07	0,02	0,01

Tablo 30: 2 MeV enerjili betaların 6 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	18485	18678	16184	13216	7096	3119	1114
0,5 mm	18682	18229	16222	12476	7416	3112	937
1 mm	18341	17632	15700	11663	7026	3080	901
1,5 mm	17240	16901	15174	10816	6137	2731	795
2 mm	16360	15748	13356	9496	5805	2385	750
2,5 mm	15105	13682	12243	8610	4998	2012	603
3 mm	13117	12053	11038	7589	3977	1614	626
3,5 mm	11251	10768	8764	6458	3731	1325	556
4 mm	9332	9134	7198	4736	2510	897	365
4,5 mm	7556	6907	5403	3827	1791	791	351
5 mm	5436	5174	3883	2607	1284	542	158
5,5 mm	3835	3522	2823	1733	911	418	124
6 mm	2640	2031	1775	1056	547	175	75
6,5 mm	1193	1128	769	512	277	90	91
7 mm	484	431	288	243	172	40	26



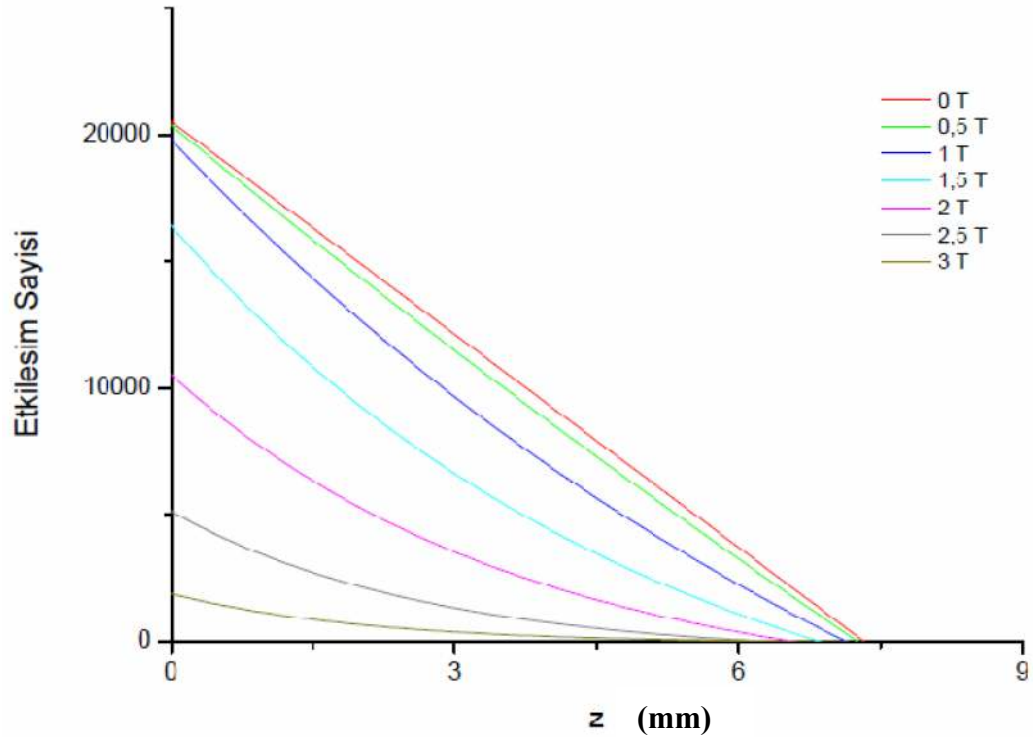
Grafik15: 2 MeV enerjili betaların 6 mm'deki kesitin x eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 31: 2 MeV enerjili betaların 6 mm'deki kesitin x ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	1,01	0,88	0,71	0,38	0,17	0,06
0,5 mm	0,98	0,87	0,67	0,40	0,17	0,05
1 mm	0,96	0,86	0,64	0,38	0,17	0,05
1,5 mm	0,98	0,88	0,63	0,36	0,16	0,05
2 mm	0,96	0,82	0,58	0,35	0,15	0,05
2,5 mm	0,91	0,81	0,57	0,33	0,13	0,04
3 mm	0,92	0,84	0,58	0,30	0,12	0,05
3,5 mm	0,96	0,78	0,57	0,33	0,12	0,05
4 mm	0,98	0,77	0,51	0,27	0,10	0,04
4,5 mm	0,91	0,72	0,51	0,24	0,10	0,05
5 mm	0,95	0,71	0,48	0,24	0,10	0,03
5,5 mm	0,92	0,74	0,45	0,24	0,11	0,03
6 mm	0,77	0,67	0,40	0,21	0,07	0,03
6,5 mm	0,95	0,64	0,43	0,23	0,08	0,08
7 mm	0,89	0,60	0,50	0,36	0,08	0,05

Tablo 32: 2 MeV enerjili betaların 6 mm'deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısı değerleri

	0 T	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	19171	18791	18503	15007	9211	4500	1776
0,5 mm	18666	18105	17183	14260	9385	4679	1447
1 mm	18070	17520	16602	13258	8387	3728	1361
1,5 mm	17033	16889	15357	12001	7217	2987	804
2 mm	15956	15753	13936	10173	5967	2207	681
2,5 mm	14786	14373	12394	8749	4377	1865	538
3 mm	12967	12638	10449	7067	3500	1109	291
3,5 mm	11194	10266	8471	5451	2470	789	210
4 mm	9254	9012	6518	3537	1426	440	116
4,5 mm	7491	6505	4574	2420	971	179	61
5 mm	5553	4973	3309	1563	555	108	51
5,5 mm	3786	3157	2307	851	322	43	1
6 mm	2501	1651	1167	464	110	12	8
6,5 mm	1177	899	544	164	54	7	2
7 mm	564	431	223	83	2	7	4



Grafik16:2 MeV enerjili betaların 6 mm’deki kesitin z eksenindeki etkileşim sayısının grafiği

Tablo 33: 2 MeV enerjili betaların 6 mm’deki kesitin z ekseninde hesaplanan farklı manyetik alanlardaki etkileşim sayısı verilerinin, manyetik alanın olmadığı (0 T) değerlere normalizasyonu

	0,5 T	1 T	1,5 T	2 T	2,5 T	3 T
0 mm	0,98	0,97	0,78	0,48	0,23	0,09
0,5 mm	0,97	0,92	0,76	0,50	0,25	0,08
1 mm	0,97	0,92	0,73	0,46	0,21	0,08
1,5 mm	0,99	0,90	0,70	0,42	0,18	0,05
2 mm	0,99	0,87	0,64	0,37	0,14	0,04
2,5 mm	0,97	0,84	0,59	0,30	0,13	0,04
3 mm	0,97	0,81	0,54	0,27	0,09	0,02
3,5 mm	0,92	0,76	0,49	0,22	0,07	0,02
4 mm	0,97	0,70	0,38	0,15	0,05	0,01
4,5 mm	0,87	0,61	0,32	0,13	0,02	0,01
5 mm	0,90	0,60	0,28	0,10	0,02	0,01
5,5 mm	0,83	0,61	0,22	0,09	0,01	0,00
6 mm	0,66	0,47	0,19	0,04	0,00	0,00
6,5 mm	0,76	0,46	0,14	0,05	0,01	0,00
7 mm	0,76	0,40	0,15	0,00	0,01	0,01

Kaynaktan çıkan beta parçacıklarının menzillerinin enerjileriyle doğru orantılı olarak arttığı görüldü. 0,5, 1, 1,5 ve 2 MeV enerjili beta parçacıklarının maksimum menzilleri yaklaşık olarak sırasıyla 1,5, 4, 6 ve 8 mm bulundu. Kürenin merkezinden uzaklaştıkça kesitlerdeki etkileşim sayısının azaldığı görüldü. Kesitlerin merkezinden uzaklaştıkça etkileşim sayısında eksponansiyel olarak düşüş olduğu bulundu. Manyetik alan artmasıyla beraber kürenin iç kısmında etkileşim sayısında artma olduğu, dışa doğru ise etkileşim sayısının manyetik alanla ters orantılı olarak azaldığı görüldü. Manyetik alan etkisinin düşük enerjilere oranla yüksek enerjili beta parçacıklarında daha belirgin olduğu saptandı.

7. TARTIŞMA

İyonize radyasyon malign hücrelerin kontrolü için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu kanser tedavilerinin çoğu eksternal ışın vererek yapılmaktadır. Ancak lokal doz vermeyi amaçlayan yeni tedaviler ortaya çıkmıştır. Hedeflenmiş Radyonüklid Tedavi (TRT) bunlardan biridir. Bu tedavide çevre organlarına minimum doz verirken kanser hücrelerine yüksek ve iyi lokal doz vermek için, vücudun belirli bölgelerinde tutunan bazı radyofarmasötiklerin özelliklerinden yararlanılır.²⁵

Radyoaktif izotoplarla yapılan bu tedavilerde kullanılan beta parçacıklarının menzilleri hedef dokudan daha büyük olabilmektedir. Bu nedenle beta parçacıkları sadece hedef dokuya değil, normal dokuya da hasar vererek yan etkilerin oluşmasına neden olabilirler. Manyetik alanda beta parçacıkların yörüngesinin değişmesi nedeniyle hedef dokunun dışına çıkması engellenebilir ve yan etkilerin oluşmasının azaltılması mümkün olabilir. Bu tez çalışmasında, farklı büyüklükte manyetik alan uygulanarak beta parçacıklarının menzillerindeki değişim Monte Carlo simülasyon programı Geant4'da incelendi.

Monte Carlo metodu klinik simülasyonda en yaygın kullanılan hesaplama yöntemidir. Bu yöntem dünya çapında tedavi planlama ve doz hesaplamada kullanılmaktadır. Medikal alanda Monte Carlo simülasyonunun kullanıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Calatayud JP ve arkadaşları brakiterapi dozimetrisinde Monte Carlo uygulamalarını araştırırken²⁶, Binesh A ve arkadaşları Pd-103 kaynağının suda ve yumuşak dokudaki doz dağılımı hesabını²⁷, Jafari H ve arkadaşları düşük enerjili klinik elektron ışınlarının derin doz hesabını²⁸, Mok GSP ve arkadaşları, multipinhole SPECT görüntülerinin değerlendirilmesini Monte Carlo simülasyonu ile çalışmışlardır.²⁹

Radyasyonun maddeyle yaptığı etkileşme Monte Carlo tabanlı Geant4 simülasyon programıyla incelenebilmektedir. Geant4, başlangıçta CERN tarafından yüksek enerjili parçacık deneylerinin simülasyonu için geliştirilmiş, ancak günümüzde medikal fizik alanında da yaygın olarak kullanılmaktadır. Rault E ve arkadaşları İtiryum-90'ın (⁹⁰Y) bremsstrahlung görüntüsünün optimizasyonunda²⁵, Lageres LC ve arkadaşları radyasyon sinovektomide kullanılan Re-186'nın soğrulan doz faktörünün hesaplanmasında³⁰, Akagi T ve arkadaşları ise klinik proton demetinin doz hesaplama cihazı geliştirmek ve doz dağılımını hesaplamak amacıyla araştırmalarında Monte Carlo Simülasyon tabanlı Geant4 kullanmışlardır.³¹

Manyetik alanın yüklü parçacıkların yörüngelerini değiştirmesinden medikal alanda da faydalanılabilir. Raaijmakers AJE ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, halen geliştirilmekte olan MRG (Manyetik Rezonans Görüntüleme) –Hızlandırıcı sisteminde manyetik alanın doza etkisi deneysel olarak çalışılmış ve elde edilen veriler Geant4’da yapılan simülasyon sonucuyla karşılaştırılarak, aralarında uyum olduğu gösterilmiştir. Bütün manyetik alan doz etkilerinin ölçüm hassasiyeti içinde Geant4 kullanılarak modellenebileceği ve MRG-Hızlandırıcı için manyetik alanın doz dağılımı üzerindeki etkisini araştırmak için Geant4’un uygun bir Monte Carlo kodu olduğu gösterilmiştir.³²

Wirrwar A ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise, manyetik alanın yüksek enerjili pozitronların menzillerinin kısaltmasının PET’te potansiyel etkileri araştırılmıştır. Bu çalışmada, Geant simülasyon modelinin uygun olduğu ve 4,5 T homojen statik manyetik alanın yüksek enerjili pozitronların menzilin, pozitron emisyon tomografisinde uzaysal rezolüsyonunu artıracak ölçüde azalttığı bulunmuştur.³³ Desbrée A ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; Nükleer Manyetik Rezonans (NMR) ile PET (Pozitron Emisyon Tomografisi)’in birleştirilmesinin gündeme gelmesi nedeniyle, daha önce geliştirdikleri beta mikroprobunu manyetik alanda çalışmışlardır. Yaptıkları çalışmada manyetik alanın pozitronların menzillerine etkisi Geant4 ile simüle edilerek her bir izotop için probun verimliliği araştırılmıştır. Bu çalışmada, manyetik alanın pozitronların menzillerini kısalttığı gösterilmiştir.³ Christense NL ve arkadaşlarının yaptıkları başka bir çalışmada; güçlü manyetik alanda pozitronların çıktığı noktadan daha yakın yerde yok olması nedeniyle PET görüntülerindeki uzaysal çözünürlüğün arttığı deneysel olarak gösterilmiştir.²

Bu çalışmalar radyoizotopların kullanıldığı görüntüleme alanlarında yapılmışlardır. Manyetik alanda radyoizotopların tedavide kullanılabilirliği ile ilgili herhangi bir çalışma literatürde yer almamaktadır.

Yapılan simülasyon çalışmasının doğruluğu açısından deneysel çalışmanın yapılarak sonuçların karşılaştırılması ve uygulanabilirliğinin gösterilmesi önemlidir. Medikal Fizik Yüksek Lisans öğrencisi Selda Sucu’nun tez çalışmasında, radyonüklid tedavide kullanılan ⁹⁰Y radyoizotopunun (ortalama enerjisi 0.93 MeV ve maksimum enerjisi 2.27 MeV) manyetik alandaki davranışı deneysel olarak incelenmiştir. Yapılan bu çalışmada, 1,5 T’lık MRG cihazında ⁹⁰Y’nın su içinde aldığı yol Gafkromik EBT filmi ile incelenmiştir. Film deney düzeneğinde manyetik alana paralel olarak yerleştirilip, filmdeki kararmalar Matlab programında analiz edilerek izodoz eğrileri çizdirilmiştir. Her bir izodoz eğrisinin manyetik alana dik ve manyetik alana paralel yöndeki çapları ölçülerek manyetik alan varlığında ve yokluğundaki değerler karşılaştırılmıştır. Buna göre manyetik alan yokken filmdeki

kararmalardan elde edilen izodoz eğrileri daireselken, MR’da yapılan deneylerden elde edilen filmlerdeki izodoz eğrilerinin eliptik olduğu gözlenmiştir.³⁴

Deneysel çalışmada, kaynağın merkezine (0 mm) ve kaynaktan 2 mm uzaklığa filmler yerleştirilerek farklı derinliklerde doz dağılımına manyetik alanın etkisi araştırılmıştır. Bu amaçla 0 mm ve 2 mm derinlikte ışınlanan filmler Matlab’da analiz edilerek, çizdirilen izodoz eğrilerinin ölçülen çaplarının piksel değerlerine karşılık izodozların grafikleri çizdirilmiştir. İzodoz eğrileri filmlerin ışınlanan kısmının merkezinin dış kısmından elde edilmiştir.

Deneysel çalışmadaki değerlerle Geant4’da yapılan simülasyon çalışmasından elde edilen değerler arasında uyum olduğu dikkat çekmektedir. Deneysel çalışmada kullanılan Y-90 izotopunun tek enerjili olmayıp sürekli bir enerji spektrumuna sahip olması nedeniyle simülasyondan elde edilen verilerle birebir karşılaştırma yapılamamaktadır. Bununla birlikte her iki çalışmada da manyetik alan uygulandığında beta parçacıklarının yörüngelerinden sapması sonucu, radyasyonun kaynağın merkezinde toplanmasıyla dış kısmında azalma olduğu bulunmuştur.

İleride manyetik alanla hedef dokuya uygulanacak beta parçacıklarının dağılımı istenildiği gibi şekillendirilebilmesi mümkün olabilir. Bu tez çalışması, manyetik alanda radyoaktif izotoplarla yapılan tedavilerin daha kontrollü gerçekleştirilerek dozun hedef dokuya odaklanması ve yan etkilerin azaltılması için umut ışığı oluşturmaktadır.

8. SONUÇ

Bu çalışmada, beta radyasyonu ile yapılan tedavilerde oluşan yan etkilerin manyetik alanla azaltılıp, radyasyonun dokuda daha lokalize hasar oluşturması varsayımına dayanarak beta parçacıklarının manyetik alandaki davranışları Geant4 programıyla simüle edilerek, manyetik alanın beta parçacıklarının menzillerine etkisi araştırıldı.

Radyasyonun maddeyle etkileşmesi Monte Carlo tabanlı Geant4 simülasyon programıyla incelenebilmektedir. Literatürde Brakiterapi ve Radyonüklid Terapi’de, Geant4 programının kullanılabilirliği ile ilgili yapılan birçok çalışma bulunmaktadır.

Kaynaktan çıkan beta parçacığının menzilinın enerjisiyle doğru orantılı olarak arttığı görüldü. Maksimum beta parçacığı menzili 0,5 MeV enerjili beta için yaklaşık 1,5 mm, 1 MeV için yaklaşık 4 mm, 1,5 MeV için yaklaşık 6 mm, 2 MeV için ise yaklaşık 8 mm’dir.

Hareket eden yüklü beta parçacıklarının manyetik alanda dairesel hareket ederek ilerlediği ve manyetik alanın artmasıyla menzillerinin kısaldığı gözlemlendi.

Nokta kaynaktan rastgele yönlerde çıkan beta parçacıklarının ortamda küresel geometride dağılırken manyetik alan uygulandığında (x yönünde), manyetik alana dik yönlerde (y ve z) parçacık menzillerinin kısılmasından dolayı geometrik dağılımın eliptik olduğu bulundu. Manyetik alan altında beta parçacıklarının yön değiştirerek x eksenine yönelmelerinden dolayı, manyetik alanın büyüklüğü arttıkça manyetik alana dik yönlerdeki parçacıkların menzillerindeki kısılma da artmaktadır. Bundan dolayı, manyetik alan uygulandığında kaynaktan çıkan parçacıklar merkezde daha fazla toplanmaktadır. Bu da radyasyonun merkezde yoğunlaşmasına neden olur. Bu nedenle uygulanan manyetik alan artırıldıkça dozun biriktiği hacim küçülmektedir. Manyetik alan arttıkça, manyetik alana dik yönlerde merkezden dışa doğru değişim daha belirgin olmaktadır.

Manyetik alan etkisinin düşük enerjili beta parçacıklarında daha belirgin olduğu görüldü.

Manyetik alan altında yüklü parçacıkların menzillerinin kısılmasından dolayı, radyoaktif izotoplarla yapılacak tedavilerde radyasyonun odaklanarak, istenmeyen etkilerin oluşmasına neden olan normal dokuların ışınlanmasının engellenmesi sağlanabilir.

9. KAYNAKLAR

1. Krane K. Modern Physics. Second Edition. New York, John Wiley&Sons, 1996; 437.
2. Christensen NL, Hammer BE, Heil BG, Fetterly K. Positron emission tomography within a magnetic field using photomultiplier tubes and lightguides. Phys. Med. Biol. 1995; 40: 691-697.
3. Desbrée A, Pain F, Gurden H, Zimmer L ve ark. Combining the radiosensitive beta microprobe to nuclear magnetic resonance: theoretical approach for in vivo studies in small animals. Journal of Neuroscience Methods 2004; 140: 47–52.
4. Geant4 User's Guide for Application Developers, Version: geant4 9.1 (14 Aralık 2007).
5. Physics Reference Manual Version: geant4 9.1 2007 (<http://geant4.cern.ch/UserDocumentation/UsersGuides/PhysicsReferenceManual/BackupVersions/V9.1/html/PhysicsReferenceManual.html>), (15.07.2009).
6. <http://geant4.web.cern.ch/geant4/> (07.03.2010).
7. Jevremovic T. Nuclear principles in engineering. Second edition. New York, Springer Science+Business Media, 2009; 169-216.
8. Stabin MG. Radiation protection and dosimetry. New York, Springer Science+Business Media, 2007; 43-66.
9. Jevremovic T. Nuclear principles in engineering. New York, Springer Science+Business Media, 2005; 173-234.
10. Alfassi ZB, Bonardi M, Groppi F, Menapace E. A new alpha-emitter for nuclear medicine: ^{230}U . Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry 2006;2:483-487.
11. Murray T, Hilditch TE. Therapeutic Applications of Radiopharmaceuticals. In: Sampson CB editors. Textbook of Radiopharmacy Theory and Practise. Third Edition. Amsterdam, Gordon and Brech Science Publishrs, 1999; 369.
12. Alanso M, Finn EJ. Fundamental University Physics. Second Edition. Massachusetts, Addison-Wesley Publishing Company, 1983;115-141.
13. Öztürk F, Özdek L. Matematiksel Modelleme ve Simülasyon. Ankara, Gazi Kitabevi, 2004; 90.
14. Naylor TH, Balintfy JL, Burdick DS, Chu K. Computer Simulation Techniques. New York, John Wiley and Sons Inc, 1966; 2.
15. Bielajew AF. Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport. 2001;1.

16. Fang Q, Boas DA. Monte Carlo simulation of photon migration in 3D turbid media accelerated by graphics processing units. *Optical Society of America* 2009;17:20178-20190.
17. Palmer G. *Physics for Game Programmers*. New York, Grant Palmer, 2005; 403-421.
18. Reiter D. The Monte Carlo Method for Particle Transport Problems. In: Beig R, Beiglböck W, Domcke W, Frisch U et al editors. *Lecture Notes in Physics*. Heidelberg: Springer Berlin; 2007. p.142.
19. Rubinstein RY. *Simulation and The Monte Carlo Method*. New York: John Wiley&Sons; 1981. p.1-17.
20. Rogers DWO. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Phys. Med. Biol.* 2006;51:287-301.
21. Uzhinsky V, Apostolakis J, Folger G, Ivanchenko VN ve ark. GEANT4 simulation of hadronic interactions at 8–10 GeV/c:response to the HARP-CDP group. *Eur. Phys. J. C* 2009;61: 237–246.
22. Abilama M. Commercial Application of GEANT4. 2009. p.21-22.
23. <http://geant4.web.cern.ch/geant4/support/introductionToGeant4.shtml> (24.12.2009).
24. <http://geant4.web.cern.ch/geant4/support/about.shtml> (17.01.2010).
25. Rault E, Vandenberghe S, Staelens S, Lemahieu I. Optimization of Yttrium-90 Bremsstrahlung Imaging with Monte Carlo Simulations. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2009; 22: 500-504.
26. Calatayud JP, Cabañero DG, Pallarés FB. Monte Carlo Application In Brachytherapy Dosimetry. *Radiotherapy and Brachytherapy* 2009; 239-250.
27. Binesh A, Molavi AA, Moslehitarab H. Monte Carlo Dose Distribution Calculation of ¹⁰³Pd Source in Water and Soft Tissue Phantoms Using MCNP. *IFMBE Proceedings* 2007; 3: 2030-2032.
28. Jafari H, Chopan H, Taleei R. Monte Carlo Study of Depth Dose Calculation for Low Energy Clinical Electron Beams. *IFMBE Proceedings* 2009; 25: 883-886.
29. Mok GSP, Du Y, Wang Y, Frey EC. Development and Validation of a Monte Carlo Simulation Tool for Multi-Pinhole SPECT. *Mol Imaging Biol* 2010; 12(3):295-304.
30. Lagares LC, Veloza LS. Calculation of absorbed dose factors for Re-186 in radiation synovectomy using Monte Carlo simulation with Geant4. *I FMBE Proceedings* 2009; 25/IV: 1842-1845.
31. Akagi T, Yamashita T, Suga D, Murakami M ve ark. Dose calculations for clinical proton broad beams by GEANT4. *IFMBE Proceedings* 2009; 25/I: 540-543.

32. Raaijmakers AJE, Raaymakers BW, Lagendijk JJW. Experimental verification of magnetic field dose effects for the MRI-accelerator. *Phys. Med. Biol.* 2007; 52: 4283–4291.
33. Andreas Wirrwar, Henning Vosberg, Hans Herzog, Horst Halling ve ark. 4.5 Tesla Magnetic Field Reduces Range of High-Energy Positrons—Potential Implications for Positron Emission Tomography. *IEEE Transactions On Nuclear Science* 1997; 2: 184-189.
34. Sucu S. Beta Yayan Kaynakların Işınımının Manyetik Alan Altında Deneysel Koşullarda İncelenmesi. DEÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi. İzmir, 2010.

OZGEÇMİŞ
Araştırma
Görevlisi BERRİN ÇAVUŞOĞLU

TC Kimlik No / Pasaport No:	56194320066
Doğum Yılı:	1984
Yazışma Adresi :	Murathan Mah. 1203/1 Sok. No:8 EVKA1 BUCA/İZMİR 35160 İzmir/Türkiye
Telefon :	
e-posta :	berncavusoglu@yahoo.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	FEN-EDEBİYAT FAKÜLTESİ	FİZİK	Lisans	2007

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
Dokuz Eylül Üniversitesi	Türkiye	İzmir	Sağlık Bilimleri	Araştırma Görevlisi	2009-

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları
Diğer

DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı			
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		Tamamlanan	Devam Eden
	Yüksek Lisans		
	Doktora		
	Uzmanlık		
Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/sorumluluk/olay/üyelik vb.)			

ÖDÜLLER

Ödülün Adı	Alındığı Kuruluş	Yılı
------------	------------------	------

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler**Diğer dergilerde yayınlanan makaleler****Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar**

PİR S, ÇAVUŞOĞLU B, SUCU S, IRMAK S, UYSAL B, DURAK H. PUBLIC DOSE MEASUREMENTS MADE IN DOKUZ EYLUL UNIVERSITY HOSPITAL. ICAST 2010 İZMİR 27-28

ÇAVUŞOĞLU B, DURAK H. PET/BT DE HASTA YAŞI İLE GENİTOÜRİNER YAPILARDAKİ SUV VE HU DEĞERLERİ ARASINDAKİ İLİŞKİ. TURK J NUCL MED 2010 19(1): 59-60

PİR S, ÇAVUŞOĞLU B, SUCU S, IRMAK S, UYSAL B, DURAK H. DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ HASTANESİNDE YAPILAN HALK DOZU ÖLÇÜMLERİ. XII. MEDİKAL FİZİK KONGRESİ BİLDİRİ KİTABI 2009 93-94

SUCU S, ÇAVUŞOĞLU B, PİR S, UYSAL B, DOĞANAY S, ÇAPA KAYA G. I-131 HASTA TEDAVİ SONRASI ODALARIN MONİTÖRİZASYONU. XII. MEDİKAL FİZİK KONGRESİ BİLDİRİ KİTABI 2009 62-63

Diğer yayınlar

Düzenleme Tarihi :01/09/2010

**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK VE LABORATUVAR ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU**

Etik Kurul Üyeleri

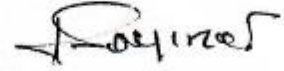
Prof.Dr.A.Arzu SAYINER
Prof.Dr.Tunç ALKIN
Prof.Dr.Mustafa SEÇİL
Doç.Dr.M.Hakan ÖZDEMİR
Doç.Dr.Vesile ÖZTÜRK
Doç.Dr.Murat DUMAN
Doç.Dr.Güven ASLAN
Doç.Dr.Servet AKAR
Yard.Doç.Dr.Murat ÖRMEN
Öğr.Gör.Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN
Yunus KARSLI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA,

Etik Kurulumuzun 18 Haziran 2009 tarih ve 14/14/2009 no.lu toplantısında; 122/2009 Protokol numaralı Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Başkanlığı Öğretim Üyelerinden Yard.Doç.Dr.Kadir AKGÜNGÖR'ün proje yöneticisi ve Araş.Gör.Berrin ÇAVUŞOĞLU'nun sorumlusu olduğu, "**Beta yayan kaynakların ışınımının manyetik alan altında Monte Carlo ile simülasyonu**" isimli projede onay tarihinden itibaren çalışmaya başlanması koşuluyla etik açıdan sakınca yoktur.

Katılanların oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini arz ederim.



Prof. Dr.A.Arzu SAYINER
Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları
Etik Kurul Başkanı

Etik Kurul Sekreteri
Hatice İĞCİ