

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BETA YAYAN KAYNAKLARIN İŞİNİMİNİN
MANYETİK ALAN ALTINDA DENEYSEL
KOŞULLARDA İNCELENMESİ**

SELDA SUCU

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR -2010

DEU.HSI.MSc.2007970141

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BETA YAYAN KAYNAKLARIN İŞİNİMİNİN
MANYETİK ALAN ALTINDA DENEYSEL
KOŞULLARDA İNCELENMESİ**

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SELDA SUCU

DANIŞMANLAR

Prof. Dr. Hatice Durak

Yard. Doç. Dr. Kadir Akgüngör

DEU.HSI.MSc.2007970141

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı
Medikal Fizik Yüksek Lisans öğrencisi Selda Sucu'nun 02/06/2010 tarihli 'Beta Yayan
Kaynakların Işınımının Manyetik Alan Altında Deneysel Koşullarda İncelenmesi' isimli tez
projesi tarafımızdan başarılı bulundu.

Prof. Dr. Hatice DURAK

Jüri Başkanı

Yrd Doç Dr. Kadir AKGÜNGÖR

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Emel ADA

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Ayşenur DEMİRAL

Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Hakan EPİK

Jüri Üyesi

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	i
TABLO LİSTESİ.....	iv
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
GRAFİK LİSTESİ.....	vii
KISALTMALAR.....	viii
ÖNSÖZ	ix
1. ÖZET.....	1
2. SUMMARY.....	3
3. GİRİŞ VE AMAÇ.....	5
4. GENEL BİLGİLER.....	7
4.1 Radyoaktif Bozunma ve Bozunum Modelleri.....	7
4.1.1 Alfa (α) Bozunumu.....	8
4.1.2 Pozitron veya β^+ Bozunumu.....	8
4.1.3. Elektron Yakalama (EC).....	9
4.1.4 İzomerik Geçiş (IT)	10
4.1.5 Beta Eksi Bozunumu.....	12
4.2 Beta Parçacıklarının İyonizasyon ve Penetrasyonu.....	15
4.3 Tıpta Radyoizotoplar.....	16
4.4 Manyetik Alanda Yüklü Parçacığın Hareketi	19
4.4.1 Manyetik Rezonans (MR).....	21

	Sayfa
4.4.2. MR Mıknatısı.....	21
4.4.2.1 Kalıcı Mıknatıs.....	21
4.4.2.2 Geçici Mıknatıs	21
4.4.2.3 Süper İletken Mıknatıs.....	22
5.GEREÇ VE YÖNTEM	23
5.1 Çalışmanın Şekli, Yapıldığı Yer.....	23
5.2 Çalışmada Kullanılan Gereçler.....	23
5.2.1 Gafkromik EBT Film	23
5.2.1.1 Gafkromik EBT Filmin Konfigürasyonu ve Yapısı.....	23
5.2.1.2 Depolama ve Saklama.....	24
5.2.2 ⁹⁰ Y Radyoizotopu.....	25
5.2.3 Matlab.....	25
5.2.4 Pleksiglas (Akrilik Levha).....	26
5.2.5 Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) Cihazı.....	26
5.3 Yöntem.....	26
5.3.1 Deney Düzenegi.....	26
5.3.2 Deneyin Yapılışı.....	27
5.4 Filmlerin Analizi.....	29
5.5 Etik Kurul Onayı.....	32
6.BULGULAR.....	33

7.TARTIŞMA.....	51
8.SONUÇ	58
9.KAYNAKLAR.....	60

TABLO LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 1: Radyasyon türleri ve penetrasyonu.....	16
Tablo 2: Radyoizotopların tedavi uygulamaları	18
Tablo 3: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin X yönündeki piksel farkları	36
Tablo 4: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin Y yönündeki piksel farkları.....	37
Tablo 5: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin X / Y oranları.....	38
Tablo 6: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin her bir izodoz eğrisi için X değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları	39
Tablo7: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin her bir izodoz eğrisi için Y değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları	39
Tablo 8: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin piksel küp cinsinden hacim değerleri.....	40
Tablo 9: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki ortalama hacim hesapları ve standart sapmaları.....	40
Tablo 10: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin X yönündeki piksel farkları	41
Tablo 11: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin Y yönündeki piksel farkları.....	42
Tablo 12: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin X / Y oranları.....	43

Tablo 13: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin her bir izodoz eğrisi için X değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları.....	43
Tablo 14: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin her bir izodoz eğrisi için Y değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları.....	44
Tablo 15: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin hacim değerleri.....	45
Tablo 16: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin ortalama hacim hesapları ve standart sapmaları	45

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1: ^{18}F 'in bozunum şeması.....	9
Şekil 2: Elektron yakalama işlemini gösteren ^{111}In bozunum şeması.....	10
Şekil 3: İzomerik geçişi gösteren $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ' in bozunum şeması.....	11
Şekil 4: İç dönüşüm olayı.....	12
Şekil 5: Beta eksi bozunumu.....	13
Şekil 6: ^{90}Y ' den ^{90}Zr ' ye doğru saf beta yayıcının beta eksi bozunumu.....	14
Şekil 7: ^{133}Xe in ^{133}Cs 'ye beta eksi bozunumu ile dönüşümü.....	14
Şekil 8: Düzgün manyetik alan içerisindeki yüklü bir parçacığın hareketi.....	19
Şekil 9: Gafkromik EBT dozimetri filmin yapısı	24
Şekil 10: Deney düzeneğinin çizimi.....	27
Şekil 11: MR cihazında radyoaktif kaynağın da içinde bulunduğu deney düzeneği.....	27
Şekil 12: Deney düzeneği.....	28
Şekil 13: Işınlanmış filmler.....	29
Şekil 14: Kırılan filmler.....	29
Şekil 15: Grinin tonlarına dönüştürülen film.....	30
Şekil 16: Kırıldıktan sonra Matlab'a aktarılan filmlerin izodoz eğrileri.....	31
Şekil 17: İzodoz eğrilerinin çaplarının gösterimi.....	32
Şekil 18: 0 mm uzaklıkta manyetik alan uygulanmayan filmin izodozu	33
Şekil 19: 0 mm uzaklıkta manyetik alan uygulanan filmin izodozu.....	34
Şekil 20: 2 mm uzaklıkta manyetik alan uygulanmayan filmin izodozu.....	35
Şekil 21: 2 mm uzaklıkta manyetik alan uygulanan filmin izodozu.....	35

GRAFİK LİSTESİ

Sayfa

Grafik 1: 0 mm'deki manyetik alan uygulanan ve manyetik alansız filmlerin X yönündeki (manyetik alana paralel olan yön) değişimi.....	46
Grafik 2: 0 mm'deki manyetik alan uygulanan ve manyetik alansız filmlerin Y yönündeki (manyetik alan dik olan yön) değişimi.....	47
Grafik 3: : 2 mm'deki manyetik alan uygulanan ve manyetik alansız filmlerin X yönündeki (manyetik alana paralel olan yön) değişimi.....	48
Grafik 4: 2 mm'deki manyetik alan uygulanan ve manyetik alansız filmlerin Y yönündeki değişimi.....	49
Grafik 5: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin piksel küp cinsinden hacim değerleri.....	50
Grafik 6: : Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin piksel küp cinsinden izodoz eğrilerinin hacimleri.....	50
Grafik 7: 0 mm X simülasyon.....	55
Grafik 8: 0 mm X deneysel.....	55
Grafik 9: 0 mm Y simülasyon.....	56
Grafik 10: 0 mm Y deneysel.....	56
Grafik 11: 2 mm X simülasyon.....	57
Grafik 12: 2 mm X deneysel	57
Grafik 13: 2 mm Y simülasyon.....	57
Grafik 12: 2 mm Y deneysel	57

KISALTMALAR

LET: Lineer enerji transferi (Lineer Energy Transfer)

RBE: Rölatif biyolojik etki (Relative Biological Effect)

EC: Elektron yakalama (Electron Capture)

IT: İzomerik geçiş (İsomeric Transition)

ERE: Elektron dönüş etkisi (Electron Rotational Effect)

RCF: Radyokromik film (Radiochromic Film)

EDR2: Genişletilmiş doz aralığı (Extended Dose Range)

EBT: External radyoterapi (External Beam Therapy)

Matlab: Matris Laboratuvarı

DNA: Deoksiribo nükleik asit

Geant: Geometry and tracking

β : Beta

MeV: Milyon elektron volt

keV: Kilo elektron volt

Gy: Gray (absorbe doz birimi)

D: Daughter / kız atom

P: Parent / ana atom

T: Tesla

ÖNSÖZ

Medikal Fizik Anabilim Dalı'nın kurulmasında ve geliştirilmesinde emeği geçen tüm hocalarıma teşekkür ederim.

Medikal Fizik eğitimimde ve tezimin oluşmasında büyük katkıları olan hocalarım Sayın Prof. Dr. Hatice Durak'a ve Yard. Doç. Dr. Kadir Akgüngör'e teşekkür ederim.

Tez boyunca hep yanımda olan Berrin Çavuşoğlu'na, tezimde deney düzeneğini hazırlayan Sinan Irmak'a, laboratuvar çalışmalarımında yardımını esirgemeyen Doç. Dr. Kimyacı Türkan Ertürk'e, tezimde filmlerin taranmasında katkısı olan Sayın hocam Yard. Doç. Dr. Hakan Epik'e, manyetik alan kaynağı olarak DEÜ Radyoloji AD'a ait MR cihazını kullanmama izin veren Sayın Prof. Dr. Oğuz Dicle'ye ve Gafkromik EBT filmini temin eden Meditel firmasına teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca sabrını, hoşgörüsünü, desteğini esirgemeyen aileme ve Hasan Gürsel'e sonsuz teşekkür ederim.

Selda Sucu

Mayıs 2010, İZMİR

BETA YAYAN KAYNAKLARIN İŞİNİMİNİN MANYETİK ALAN ALTINDA DENEYSEL KOŞULLARDA İNCELENMESİ

SELDA SUCU

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik A.D. İnciraltı – İzmir

sucuselda@hotmail.com

1. ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı; beta yayan kaynakların ışınımının manyetik alan altında deneysel ortamda saptırılmasıdır. Bunun için; tedavide kullanılan radyoizotoplardan saf beta yayıcı olan İtiryum-90 (Y-90)'ın doz dağılımının manyetik alandaki değişimi Gafkromik EBT (External Beam Therapy) filmi kullanılarak incelendi.

Gereç ve Yöntem: Pleksiglasdan yapılan deney düzeneğine, Y-90 kaynağı filmin ortasından geçecek şekilde yerleştirilip MR cihazında bir saat bekletildi. Y-90 radyoizotopunun yaydığı ışınım sonucu renk değiştiren filmler taranarak, Matlab'da grinin tonlarına dönüştürüldü. Grinin tonlarına karşılık gelen izodoz eğrileri çizdirilerek, izodoz eğrilerinin çapları piksel cinsinden ölçüldü. Elde edilen verilerin grafikleri çizdirildi.

Bulgular: Kaynak düzeyinde, izodoz eğrilerinin iç kısmında yani merkez yakınında, X yönündeki çapları, manyetik alan uygulanmayan filmlerdeki izodoz çaplarına göre %5 daha büyük bulundu. Kaynaktan 2mm uzaklıkta ise manyetik alan uygulanmış filmlerin izodoz eğrilerinin çaplarının manyetik alana dik yöndeki değişimi, manyetik alan olmaksızın ışınlanan filmlerdeki değişime göre yaklaşık %12 oranında küçülmektedir.

Kaynaktan 0mm ve 2mm uzaklıktaki manyetik alanlı ve manyetik alansız filmlerin 130-180 nolu gri tonlara karşılık gelen her bir izodoz eğrisinin hacim hesapları yapıldı. Kaynaktaki filmlerin izodoz eğrilerinin hacimlerinde manyetik alan uygulandığında azalma bulundu (%7). Kaynaktan 2mm uzaklıktaki hacimlerde manyetik alan uygulandığında azalma daha belirgindi (%26).

Sonuç: Kaynaktan 0mm uzaklıktaki manyetik alan uygulanmayan filmin izodoz eğrisi dairesel simetriye sahiptir. Kaynaktan uzaklaştıkça izodoz eğrilerinin çapları küçülmüştür. Manyetik alan uygulandığında ise izodoz eğrileri eliptik yapıdadır. Kaynaktan uzaklaştıkça manyetik alanın etkisi artmıştır. Bu veriler manyetik alan uygulandığında dozun merkezde toplandığını gösterir. Manyetik alan uygulandığında hacimde de azalma görülmüştür ve kaynaktan uzaklaştıkça bu azalma daha da belirgin olmuştur.

Anahtar Sözcükler: gafkromik film, manyetik alan, itriyum-90, beta yayılımı

ANALYSIS OF EMISSION OF BETA EMITTING RADIATION SOURCES UNDER EXPERIMENTAL CONDITIONS IN A MAGNETIC FIELD

Selda Sucu

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik A.D. Inciraltı – İzmir

sucuselda@hotmail.com

2. SUMMARY:

Purpose: The purpose of this study is to show the deviation of beta particles emitted from beta emitting radioactive sources in the presence of magnetic field under experimental conditions. To achieve this, the change of dose range of Yttrium-90 (Y-90), which is a pure beta emitter, was examined using Gafchromic EBT (External Beam Therapy) films.

Material and Methods: Y-90 source was placed on the experiment rig made of Plexiglas, passing through the center of the film, and kept for nearly 1 hour either in normal room conditions or in the MRI device. Then the films were scanned and color change of the films were converted into the tones of gray using Matlab. Isodose curves that refer to the tones of gray were created, and the diameters of isodose curves were measured in pixels.

Results: At the distance of 0mm from the source, the change in the X direction at the inner circles of the isodose curves was found to be greater by 5% when magnetic field was applied compared to the isodose curves of the films irradiated without magnetic field. At 2mm distance from the source to the direction perpendicular to the magnetic field showed a reduction of approximately 12% compared to the change of the diameters of isodose curves of the films irradiated without magnetic field.

Irradiated volume estimations of each isodose curve were made referring to the gray tones numbered between 130-180 of the films with or without magnetic field in the distance of 0 and 2mm from the source. The irradiated volumes of the isodose curves of films at 0 mm and 2 mm distance from the source, 7% and 26% reductions were found when magnetic field was applied respectively.

Conclusion: The isodose curve of the films without magnetic field at the distance of 0mm from the source had a circular symmetry. The diameters of isodose curves were reduced when they got further away from the source. When magnetic field is applied, the isodose curves showed an elliptical structure. The effect of the magnetic field has increased away from the source. These findings showed that the dose gathers at the centre when magnetic field is applied. A decrease was observed in the volume when magnetic field was applied and this decrease became more pronounced away from the source.

Key words: gafchromic film, magnetic field, Yttrium-90, beta emission

3. GİRİŞ VE AMAC:

Orbital elektronunun enerjisi atomdaki tabakaların (K,L,M...) bağlanma enerjisinden fazlaysa, orbital elektron atomdan fırlatılır ve atom iyonize olur.⁽¹⁾ Radyoaktif maddelerden yayınlanan alfa, beta ve gama parçacıkları iyonizasyon yaparak biyolojik yapılara zarar verir. Bundan dolayı alfa, beta ve gama ışınlarına iyonizan radyasyon denir. X - ışınları çekirdekte oluşmamasına rağmen iyonizan radyasyon olarak sınıflandırılır. Çünkü maddeleri iyonize etmek için yeterli enerjiye sahiptir.²

Hücrenin fonksiyonlarından herhangi biri, hangi moleküllerin iyonize edildiğine bağlı olarak değişebilir. En önemli etkiler hücrenin DNA moleküllerine verilen zarardan kaynaklanır. Bunun nedeni DNA'nın genetik bilgiyi taşımasıdır.²

İnsanlara verilen biyolojik hasarın üç ana tipi vardır.²

1. Radyasyon hastalığı: Radyasyon hastalığının en önemli ve önce ortaya çıkan bulguları kemik iliğinin bağışıklıkla ilişkili hücrelerine ve bağırsak duvarını döşeyen hücrelere verilen hasardır.
2. Mutasyon: Sperm ve yumurta hücresindeki genetik materyalin kalıtsal değişimi
3. Kanser oluşumu

İyonizan radyasyon, kanser yapıcı etkenlerden biri olmakla birlikte, kontrollü olarak tedavi amacıyla kullanılabilir. Kanser hücreleri hızlı büyüdükleri için radyasyon yıkımına özellikle duyarlıdır. Tedavi amaçlı ışınlama sırasında normal dokuları olabildiğince korumak gerekir (gama ışınlarını ve X- ışınlarını daha dar bir açıklıkla tümöre yönlendirmek gibi). Radyasyon, ⁶⁰Co gibi bir radyoaktif izotopun bulunduğu veya bir X ışını üreten aygıttan gelebilir. Bazı durumlarda ise küçük bir radyoaktif kaynak doğrudan tümörün içine veya yakınına yerleştirilir (Brakiterapi). Tiroid kanserinin tedavisinde ise radyoaktif ¹³¹I izotopu ağız yoluyla verilir. Tiroid bezi mideden emilerek kanda dolaşan iyotu hücre içine aldığı için, ¹³¹I tiroide, özellikle anormal bir şekilde çalışan hücrelerde konsantre olur ve sonuç olarak hedef hücreleri öldürür.²

Kanser tedavilerinde hedef; tümörlü dokuya maksimum doz verip, normal dokulara minimum hasar vermektir. Radyasyonun kısa ve uzun vadeli yan etkileri bilindiğinden radyasyonun neden olabileceği yan etkileri azaltmayı hedefleyen birçok araştırma yapılmıştır.

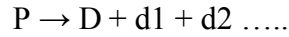
Bu çalışmada radyasyonun yan etkisini azaltmak için manyetik alanın yüklü parçacıkları saptırması özelliğinden yararlanarak bir yöntem geliştirmek hedeflenmiştir. Bu amaçla, beta yayan kaynakların ışınımı manyetik alan uygulayarak deneysel koşullarda incelenmiştir. Manyetik alana konulan beta parçacıkları yollarından sapar. Bu konuda daha önce yapılmış ve yapılmakta olan simülasyon çalışmalarında; manyetik alan uygulandığında, beta parçacıklarının yolundan saptığı ve böylece ışınlanan hacmin küçüldüğü görülmüştür.^{3,4,5} Bu çalışmalarda açık kaynak kodlu bir işletim sistemi olan Linux'de, Geant4 simülasyon programı kullanılmıştır. Bu sonuçlardan esinlenerek deneysel olarak da bu sapmayı göstermeyi amaçladık. Bunun için; tedavide kullanılan radyoizotoplardan saf beta yayıcı olan Yitrium-90 (⁹⁰Y) ve dedektör olarak kullanılacak malzeme seçilirken de manyetik alandan etkilenmeyen radyokromik film tercih edildi. ⁹⁰Y'a manyetik alan uygulayarak ve manyetik alan olmaksızın ışınlanan alanı Gafkromik EBT film kullanılarak dedekte etmek hedeflendi.

4.GENEL BİLGİLER

4.1 Radyoaktif Bozunma ve Bozunum Modelleri

Doğal radyoaktivite ilk olarak 1896' da Henri Becquerel tarafından keşfedilmiştir. Yapay radyoaktif elementler 1934'e kadar üretilmemiştir. Siklotronların ve reaktörlerin bulunması ile yapay radyonüklidler imal edilmiştir. Günümüze kadar yaklaşık 2700 çeşit radyonüklid üretilmiştir.⁶

Radyoizotoplar kararsız atomlardır. Çekirdekteki proton – nötron oranı kararlı bir duruma dönüşene kadar bozunurlar.⁶ Radyoaktif bozunma, yüklü parçacığın çekirdekten yayınlanması veya çekirdeğin etrafındaki kabuklardan bir elektron yakalanması ile oluşur. Radyoaktif bozunma, çekirdekteki proton ve nötron arasında bir dengenin oluşması ile sonuçlanır. Yani radyoaktif bozunma, yeni elementlerin oluşumu ile sonuçlanan kendiliğinden olan nükleer bir dönüşümdür. Bu süreçte kararsız bir ana çekirdek olan P (parent) daha kararlı D (daughter) kız (yavru) çekirdeğe dönüşür. Sembolik olarak bu durum aşağıdaki gibi gösterilebilir.⁷

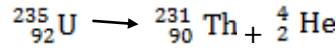


d1+ d2 yayınlanan parçacıklardır. Bu süreçte genellikle gama radyasyonu salınımı olur. Eğer yavru çekirdek de kararsız ise, radyoaktif bozunum süreci, çekirdek kararlı olana kadar devam eder. Yavru çekirdek, uyarılmış durumdan ayrılırsa bir ya da daha fazla gama ışını yayınlayarak kararlı duruma geçer.⁷

Radyonüklidler: alfa bozunumu, β^- bozunumu, β^+ bozunumu, elektron yakalama ve izomerik geçiş (IT) olmak üzere beş şekilde bozunabilirler. Tüm bozunum şekillerinde enerji, yük ve kütle korunur.⁸

4.1.1 Alfa (α) Bozunumu

Radon, uranyum, neptünyum gibi ağır çekirdekler genellikle α parçacıkları yayınlamaya bozunurlar. α parçacığı; çekirdek içinde birbirine bağlı iki proton ve iki nötronu içeren helyum iyonudur. α bozunumunda, ana nüklidin atom numarası iki, kütle numarası ise dört azalır. α bozunumunun bir örneği şudur:

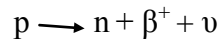


α bozunumunun ardından γ ışını yayımlanır. α parçacıkları monoenerjiktir (tek enerjili) ve maddedeki menzili çok kısadır. ⁸

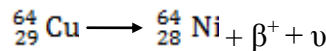
4.1.2 Pozitron veya β^+ Bozunumu

Nötron bakımından fakir veya proton bakımından zengin çekirdekler (N/Z oranı kararlı çekirdeklerinkinden daha az olanlar) nötrino salınımı ile birlikte β^+ yayınlamaya bozulurlar. β^+ parçacık yayımlanmasından sonra, yavru çekirdeğin atom sayısı ana çekirdeğinkinden bir azdır. Pozitronların madde içindeki menzili kısadır. β^+ parçacıkları (pozitronlar) elektronlarla birleşirler ve yok olurlar. Böylece zıt yönlerde yayılan 511 keV' lik iki foton oluşur. Bu fotonlar annihilasyon radyasyonu olarak adlandırılır. ⁸

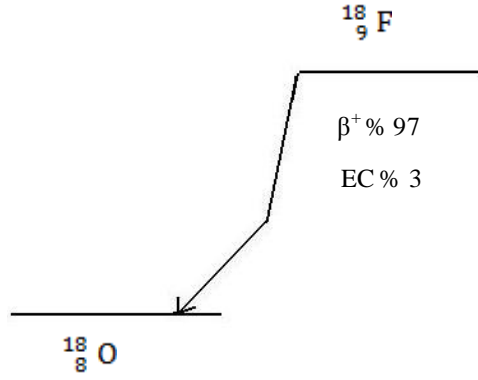
Pozitron yayımlanması, ana ve yavru nüklidler arasındaki enerji farkı 1,02 MeV den daha büyük ise gerçekleşir. β^+ bozunumunda bir proton; bir β^+ ve bir nötrino yayınlamaya nötrona dönüşür. Örneğin; ⁸



Bir β^+ parçacığı, sıfır ve bozunum enerjisi arasındaki bir enerji ile yayımlanabildiği için, nötrino, bozunum enerjisi ile β^+ enerjisi arasındaki farkı götürür. β^+ bozunmasının bazı örnekleri aşağıdaki gibidir: ⁸



¹⁸F'in bozunum şeması şekil 1'de gösterilmektedir. ⁸



Şekil 1: ^{18}F 'in bozunum şeması. Pozitronlar farklı yönlerde yayılan 511 keV' lik 2 γ ışınını ortaya çıkarmak için annihile (yok olmak) olurlar.

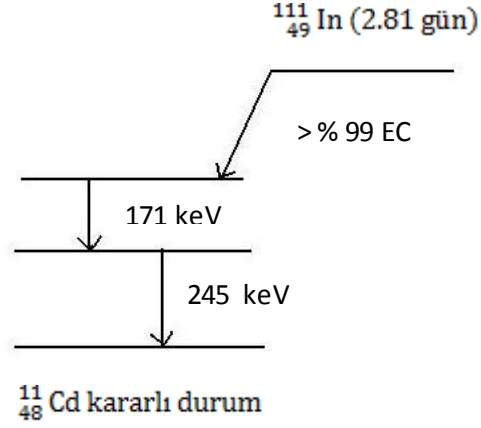
4.1.3. Elektron Yakalama (EC)

Kararlı bir çekirdekle kıyaslandığında, bir çekirdeğin daha küçük N / Z oranı olduğu zaman, β^+ bozunumuna alternatif olarak elektron yakalaması da söz konusu olabilir. Bu durumda bir proton, bir nötrona dönüşür ve bir nötrino yayınlanır. Bu sürecin gerçekleşmesi için ana ve yavru nüklidler arasındaki enerji farkı genellikle 1,2 MeV' den azdır ama 1,2 MeV' den daha büyük enerji farkına sahip olan nüklidler de elektron yakalama olayı ile bozunabilir. Ana nüklidin atom numarası bu süreçte 1 azalır. Elektron yakalama bozunumunun bazı örnekleri şunlardır.⁸



K kabuğu elektronlarının, çekirdeğe yakınlıkları nedeniyle yakalanma olasılığı vardır. Bu durumda sürece; K yakalanması adı verilir. Elektron yakalanmasından sonra K kabuğunda ortaya çıkan boşluk, elektronların üst seviyeden geçişi ile doldurulur (muhtemelen L kabuğu, M veya N kabuğu). Elektron kabuklarının enerjilerindeki fark, yavru çekirdeğin bir özelliği olan X ışını olarak ortaya çıkar. Elektron yakalanmasının olasılığı, atom numarasının

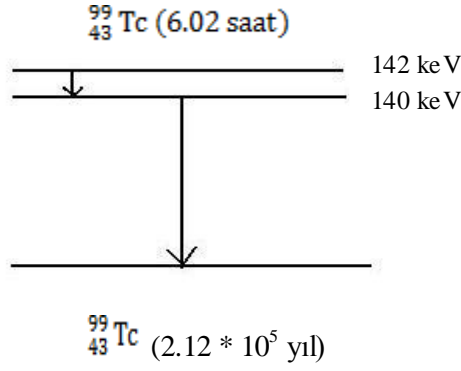
artmasıyla yükselir. Çünkü bu elektron kabukları çekirdeğe yaklaşır. ^{111}In 'in bozunum şeması şekil 2'de verilmiştir. ⁸



Şekil 2: Elektron yakalama işlemini gösteren ^{111}In bozunum şeması. 171 keV ve 245 keV' lik gama ışınlarının abundansları (bolluk) sırasıyla % 90 ve % 94 tür.

4.1.4 İzomerik Geçiş (IT)

Bir çekirdek, kuantum mekaniği tarafından tanımlanan temel durumun üzerindeki birkaç uyarılmış enerji durumunda kalabilir. Tüm bu uyarılmış durumlar izomerik durumlar olarak adlandırılır. Üst enerji durumlarından alt enerji durumlarına izomerik geçiş gama ışınları olarak ortaya çıkar. β^- , β^+ veya elektron yakalama bozunumunda ana çekirdek, temel durum yerine yavru çekirdeğin bu izomerik durumlarından herhangi birine ulaşabilir. Bu bozunum işlemlerinde sıklıkla γ ışınları yayınlanır. İzomerik durumlar uzun ömürlü olduklarında onlara “metastable” (yarı kararlı) durumlar denir ve uygun araçlarla belirlenebilir. “Metastable” durum $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 'de olduğu gibi ‘m’ ile gösterilir. Tc’ nin bozunumu Şekil 3’ te verilmektedir. ⁸



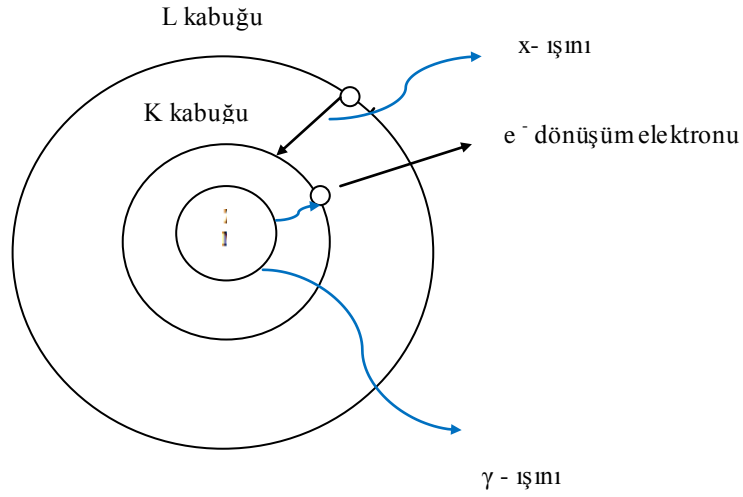
Şekil 3: İzomerik geçişi gösteren $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ' in bozunum şeması. Bozunumun % 10'unu iç dönüşümü takip eder.

γ ışını yayınlamak yerine, çekirdek uyarılma enerjisini, K kabuğundaki elektrona transfer edebilir ve bu elektronun da uyarılma enerjisi, K kabuğu elektronun bağlanma enerjisinden daha büyük olması halinde fırlatılma olasılığı vardır (şekil 4). Fırlatılan elektron dönüşüm elektronu olarak adlandırılır ve kinetik enerjisi $E_\gamma - E_\beta$ olur. Burada E_γ uyarılma enerjisi ve E_β fırlatılan elektronun bağlanma enerjisidir. Bu süreç izomerik geçişe alternatif olan iç dönüşüm olarak adlandırılır. Dönüşüm elektronlarının (N_e), gözlenen gama ışınlarına (N_γ) oranı; dönüşüm katsayısı (α) olarak adlandırılır ve;

$$\alpha = N_e / N_\gamma$$

olarak gösterilir. Dönüşüm katsayısı ne kadar büyük olursa gözlenen gama ışınlarının sayısı o kadar az olur. ⁸

Bir elektron, örneğin iç dönüşüm tarafından K kabuğundan fırlatıldığında üst kabuk elektronu K kabuğunun boşluğunu doldurur ve iki kabuk arasındaki enerji farkı yavru nüklidden karakteristik K_x ışını olarak ortaya çıkar. ⁸

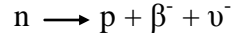


Şekil 4: İç dönüşüm olayı. Nükleer uyarılma enerjisi, yayımlanan K kabuğu elektronuna aktarılır ve boşluk L kabuğundan gelen bir elektronun geçişi ile doldurulur. K kabuğu ve L kabuğu arasındaki enerji farkı karakteristik K_x ışını olarak ortaya çıkar.⁸

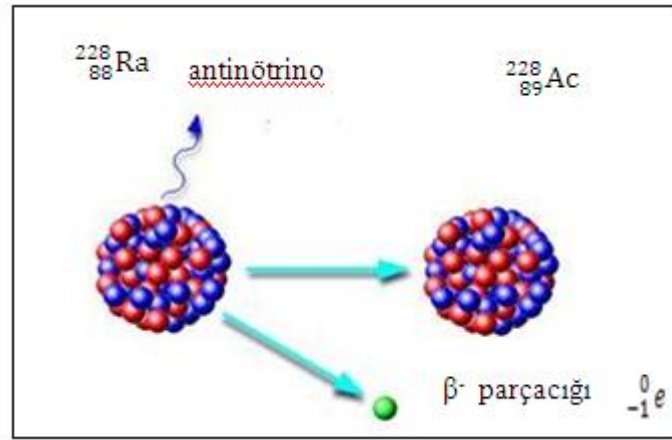
Elektron yakalamada veya içdönüşüm işleminde karakteristik X ışını yayınlanmasına alternatif olarak iki kabuk arasındaki geçiş enerjisi, enerji bakımından izin verildiği takdirde yörünge elektronuna aktarılabilir. Bu elektrona Auger elektronu denir ve iç dönüşümdeki dönüşüm elektronuna benzerdir. Bu olaya Auger etkisi adı verilir. Auger sürecinde kabuktaki boşluk, üst kabuklardan elektron geçişi ile doldurulur ve bunu karakteristik X ışınlarının veya Auger elektronlarının yayınlanması takip eder.⁸

4.1.5 Negatron veya Beta Eksi Bozunumu

İri çekirdeklerdeki ($Z \geq \sim 80$) kararsızlığın başlıca nedenini, proton sayısından çok farklı nötron sayısı olması şeklinde açıklayabiliriz. Kararlılık için çok fazla nötrona sahip bir çekirdeğin nötron yayınlanması basit bir şekilde gerçekleşmeyebilir. Enerji yönünden bakılacak olursa bu genellikle mümkün değildir. Onun yerine zayıf etkileşimler sayesinde, çekirdekteki bir nötron β^- veya negatron bozunumu olarak adlandırılan bir süreçle protona dönüştürülebilir. Bu olay çekirdekte üretilen ve buradan dışarı fırlatılan bir elektrondur, buna beta parçacığı (β^-) denir ve antinötrino ($\bar{\nu}^-$) eşlik eder.⁹

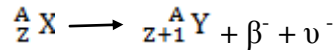


Antinötrino, nötrinin anti parçacığdır. Hem nötrinolar hem de antinötrinolar kütsüz parçacıklardır, elektrik yükü taşımazlar, ışık hızında hareket ederler ve maddeyle neredeyse etkileşime girmezler. Sonuç olarak radyasyon dozuna katkı sağlamazlar ve dedekte edilemezler. Elektron ve nötrino atomdan yayınlanırken, oluşan proton çekirdekte kalır (Şekil 5).^{9,10}



Şekil 5: Beta eksi bozunumu¹⁰

Nükleon sayısı A, proton sayısı Z olan ve X ile sembolize edilen ana atom, nükleon sayısı A, proton sayısı Z+1 olan yavru Y atomuna dönüşür.⁹

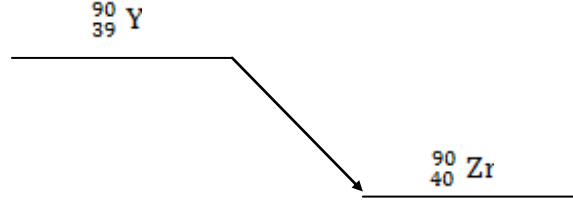


Bu süreçte atomlar tarafından kaybedilen enerji, bozunum enerjisi olarak bilinir. Bu enerji elektron ve nötrino arasında paylaşılır. Bu nedenle, beta parçacığı sıfır enerjisi ile bazen bitiş (son nokta) enerjisi veya betanın maksimum enerjisi olarak adlandırılan bozunma enerjisi arasındaki herhangi bir enerji değerinde yayınlanabilir.⁽⁹⁾

$$\beta^- \text{ 'nin enerjisi} = \text{Bozunum enerjisi} - \text{Antinötrinonun enerjisi}$$

Beta parçacığının maksimum enerjisi, antinötrinonun hemen hemen hiç enerji almadan yayınlandığı zaman meydana gelir. Kural olarak betanın ortalama enerjisi, bitiş noktası enerjisinin yaklaşık üçte biridir.⁹

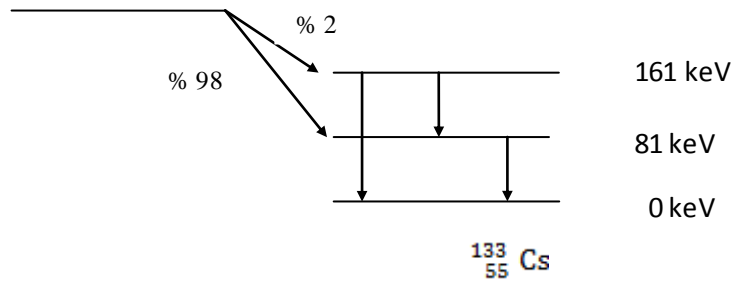
Beta eksi bozunumunun basit bir örneği, radyoimmüterapiye kullanılan ^{90}Y 'dir. Bozunmada, ^{90}Y çekirdeği taban durumdaki ^{90}Zr dönüşür (şekil 6). ^{90}Y saf beta yayıcıdır, gama ışınları yayınlamaz. Bozunum yarı ömrü 64.1 saattir.⁹



Şekil 6: ^{90}Y 'den ^{90}Zr 'ye doğru saf beta yayıcının beta eksi bozunumu.

Radyoaktif parçalanma olayları bozunum şemaları ile gösterilir. Yukarıdaki bozunum şemasında da görüldüğü gibi β^- parçalanmasında okun yönü, ana üründen (^{90}Y), yavru ürüne (^{90}Zr) doğru soldan sağa uzanmaktadır. β^- parçacığının maksimum bozunum enerjisi 2273 keV'dir.⁹

Genel olarak bozunum, ana atomun temel düzeyinden, yavru atomun uyarılmış düzeyine doğrudur. Akciğer ventilasyon çalışmalarında kullanılan ^{133}Xe 'ün β^- bozunumu buna bir örnektir. Şekil 7'de gösterildiği gibi ^{133}Xe atomu ilk, ikinci ya da üçüncü uyarılmış durumda ^{133}Cs 'a dönüşür. Uyarılan çekirdeğin temel düzeye ulaşabileceği çeşitli yollar vardır. Bozunumun % 98' i ^{133}Xe 'den ^{133}Cs 'ün ilk uyarılan durumuna doğrudur. Böylece oluşan gama ışınları 81 keV' lik fotonlardır. İçdönüşüm işleminde ^{133}Cs 'ün ilk uyarılan durumdan temel duruma geçişi için içdönüşüm katsayısı 1,5' tir. Bu değer her bir 81keV' lik gama ışını için ortalama yayımlanan 1,5 içdönüşüm elektronu olduğu anlamına gelir.⁹



Şekil 7: ^{133}Xe in ^{133}Cs 'ye beta eksi bozunumu ile dönüşümü

4.2 Beta Parçacıklarının İyonizasyon ve Penetrasyonu

Beta parçacıkları, elektronlar ve onların anti parçacığı olan pozitronlardır. Küçük kütleleri ve yüklerinden dolayı, beta parçacıklarının maddeye penetrasyonu alfa

parçacıklarınınkinden daha fazladır fakat beta parçacıkları yollarından daha kolay saparlar. Gelen elektron, hedef atoma yaklaştığında yörünge elektronları ya da atomun çekirdeği ile etkileşir. Yörünge elektronları ile etkileşimde, beta parçacıkları enerji kaybeder ve yönleri değişir. Atomun çekirdeği ile etkileşimler, elektron çekirdeğe yakın olduğunda mümkündür. Elektronun yavaşlaması X ışını fotonu olarak üretilen elektrondaki bir enerji kaybını temsil eder. Bu X radyasyonu dokuda büyük penetrasyona sahiptir ve elektronun yolu boyunca uzak mesafelerde biyolojik zarara neden olabilir. Elektronun atomun çekirdeği ile çarpışmasında (Bremsstrahlung etkisi) yüksek hızlı elektronlar ve yüksek atom numarasına (Z) sahip soğurucular önemlidir. Soğurucu malzemenin atom numarası ve gelen elektronun kütlesi ile Bremsstrahlung etkisi artar. Bu nedenle pür beta yayınlayan radyo izotoplarla çalışırken zırhlama için plastik gibi düşük atom numaralı malzemeler seçilmelidir. Canlı dokular, düşük atom numarasına sahip elementlerin (hidrojen, oksijen, nitrojen ve karbon) çoğunu içerirler. Dolayısıyla bu süreç organizmalarda çok belirgin değildir.¹

Elektronun kıvrımlı yolundan dolayı, maddedeki elektronun gerçek penetrasyonu toplam yol uzunluğundan daha az olacaktır. Penetrasyon mesafesi menzil olarak adlandırılır. Dokudaki menzil, beta parçacığının enerjisine bağlı olarak değişir. Örneğin ⁹⁰Y radyoizotopunda menzil maksimum 12 mm iken, ³²P radyoizotopunda maksimum 8.7 mm'dir. Radyasyon türleri ve penetrasyonları Tablo 1 'de verilmiştir.¹

Tablo 1: Radyasyon türleri ve penetrasyonu (1 nolu referanstan adapte edilmiştir).

Radyasyonun Türü	Sembolü	Kaynağı	Penetrasyonu
X ışınları Gama ışınları	χ γ	X ışını makineleri ve hızlandırıcılar İzotopların çoğu β bozunumundan sonra γ ışını yayar.	χ ve γ ışınları derin bir şekilde penetre olabilir.
Nötronlar	n	Genellikle nükleer reaktörler veya hızlandırıcılar	Nötronlar derin bir şekilde penetre olabilir.
Beta parçacıkları	β	Çoğu izotop β parçacığı yayımlayarak bozunur ve bunu γ ışını salınımı izler.	Penetrasyon β parçacıklarının enerjisine bağlı olarak değişir, ancak dokuda genellikle 8 mm'den azdır.
Alfa parçacıkları	α	Pekçok ağır radyoaktif element α parçacığı yayımlayarak bozunur.	Penetrasyon yaklaşık olarak epidermisin kalınlığı ile sınırlanmıştır.
Protonlar	p	Enerjili protonlar sadece parçacık hızlandırıcıların yakınında bulunur.	Penetrasyon protonun enerjisine bağlıdır.

4.3 Tıpta Radyoizotoplar

Radyonüklidlerin tedavi amaçlı ilk kullanılışı, Pierre Curie'nin deri ile temas ettirilen radyum kaynaklarının yanık oluşturduğuna dair olan gözleminden yaklaşık 100 yıl sonra olmuştur. Pek çok farklı radyofarmasötik çeşitli malign ve benign durumların tedavisinde kullanılır. Bu amaçla kullanılan radyofarmasötiklerden bazıları şunlardır; tiroid hastalıklarında ^{131}I , kan hastalıklarında ^{32}P , metastatik kemik tümörlerinde ^{89}Sr , ^{153}Sm -EDTMP, ^{186}Re -HEDP, nöroendokrin tümörlerde ^{131}I -MIBG, ^{177}Lu Lutesyum 177 DOTA-TATE oktreotid, karaciğer metastazlarına tedavisinde ^{90}Y mikro küre, radyoimmünterapide ^{90}Y ile işaretli ibritumomab tiuxetan (zevalin) ve intrakaviter tedavide ^{90}Y veya ^{32}P kolloidlerdir. ¹¹

Tedavilerin bazıları ayakta uygulanır ve hastayla temasta olan personelin minimum ışınlanması için önlemler alınır. Yüksek aktiviteli tedavilerde ise hasta hastaneye yatırılır. Hasta atıkları için özel bir arıtma sistemi yapılır ve ilgili personel gerekli önlemler konusunda

eğitilir. Radyoaktif kontaminasyonu önlemek için yeterli önlemler alınır. Hasta atıkları depolanır, hemen atılmaz.¹²

Terapi için kullanılan radyonüklidler 3 kategoriye ayrılabilir.

1. Beta parçacıkları yayımlayanlar (veya iç dönüşüm elektronları)
2. Alfa parçacıkları yayımlayanlar
3. Auger elektronu yayanlar

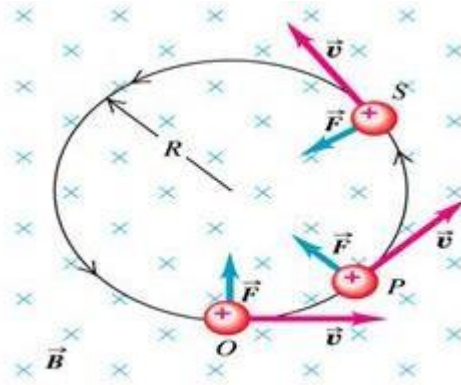
Rutinde kullanılan radyonüklidlerin çoğu beta parçacıkları yayımlar (Tablo 2). Beta parçacıklarının lineer enerji transferi (LET) düşüktür. Beta parçacıklarının yol uzunlukları değişkendir. Örneğin ¹⁶⁹Er'un menzili 1 mm iken, ⁹⁰Y'nın menzili 12 mm'dir. Beta parçacıklarının menzili tipik bir hücrenin çapına kıyasla (5-20µm) oldukça büyüktür. Bu nedenle tüm hücre ve etrafındaki normal hücreler de ışınlanır. Daha küçük tümörlerde (< 1mm) beta parçacıklarının yerine alfa parçacıklarının kullanılması daha uygundur. Çünkü alfa parçacıkları, kısa bir mesafede enerjilerini bırakırlar ve daha yüksek LET değerine sahiptir. Alfa parçacıklarının menzilleri 28 – 87 µm olduğu için alfa parçacıkları yayımlayan radyonüklidlerle yapılan tedavilerde enerjinin çok küçük bir kısmı hastalıklı hücre dışına çıkacaktır ancak klinik radyonüklid tedavide alfa yayımlayıcıların kullanılması hala deney aşamasındadır.¹²

Tablo 2: Radyoizotopların tedavi uygulamaları (g: gün, s: saat, c.e: iç dönüşüm elektronları) ¹²

Radyoizotop		Parçacık	Yarıömrü	Max.parçacık enerjisi	Dokudaki max. menzili
İtriyum-90	⁹⁰ Y	Beta	2.67 g	2.28 MeV	12.0 mm
Renyum-188	¹⁸⁸ Re	Beta	17.00 g	2.11 MeV	10.8 mm
Fosfor-32	³² P	Beta	14.30 g	1.75 MeV	8.7 mm
Stronyum-89	⁸⁹ Sr	Beta	50.50 g	1.49 MeV	8.0 mm
Disporsiyum-165	¹⁶⁵ Dy	Beta	2.33 s	1.29 MeV	6.4 mm
Renyum -186	¹⁸⁶ Re	Beta	3.77 g	1.08 MeV	5.0 mm
Altın -198	¹⁹⁸ Au	Beta	2.70 g	0.96 MeV	4.4 mm
Samaryum-153	¹⁵³ Sm	Beta	1.95 g	0.81 MeV	3.0 mm
İyot-131	¹³¹ I	Beta	8.04 g	0.61 MeV	2.4 mm
Terbiyum-161	¹⁶¹ Tb	Beta	6.90 g	0.59 MeV	2.2 mm
Lutesyum-177	¹⁷⁷ Lu	Beta	6.70 g	0.50 MeV	1.8 mm
Erbiyum -169	¹⁶⁹ Er	Beta	9.40 g	0.34 MeV	1.0 mm
İndium -111	¹¹¹ In	c.e	2.83 g	0.25 MeV	0.6 mm
Kalay -117m	¹¹⁷ Sn	c.e	13.60 g	0.16 MeV	0.3 mm
İyot-125	¹²⁵ I	Auger	60.30 g	30.0 keV	17.0µm
Bizmut-212	²¹² Bi	Alfa	1.00 s	8.8 MeV	87.0 µm
Astatin-211	²¹¹ At	Alfa	7.20 s	6.8 MeV	65.0 µm
Terbiyum-149	¹⁴⁹ Tb	Alfa	4.00 s	4.0 MeV	28.0 µm

Kanser tedavilerinde amaç, hedef dokuda radyasyon dozunun çok yüksek, normal dokularda ise düşük olmasıdır. Radyasyonun kısa ve uzun vadeli yan etkileri bilindiğinden bu konuda çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Bunlardan biri de yüklü bir parçacığın manyetik alanda yolunun sapmasıdır. Manyetik alanda hareketli yüklü parçacık, manyetik alanın yönü ve büyüklüğüne bağlı olarak yolundan sapma gösterir.

4.4 Manyetik Alanda Yüklü Parçacığın Hareketi



Şekil 8: Düzgün manyetik alan içerisindeki yüklü bir parçacığın hareketi⁽¹³⁾

Şekilde gösterildiği gibi yüklü bir parçacığın manyetik alan içerisindeki hareketini incelediğimizde; manyetik alanın homojen (her yerde aynı büyüklüğe ve yöne sahip) olduğunu varsayarsak, manyetik kuvvetin büyüklüğü (F : kuvvet, q : yük, v : hız, B : manyetik alan) ;

$$F = qv \times B \quad (4.1)$$

sabit kalır.¹⁴

Kuvvet, cismin bir hızla dairesel bir yörüngede hareket etmesine neden olur. Bu hareket v^2/r merkezci ivmesi ile tanımlanır. Burada 'r' dairesel hareketin yarıçapıdır. Bu durumda ivmeyi oluşturan kuvvet $qv \times B$, q 'ya etkiyen manyetik kuvvettir. Newtonun 2. yasasına göre;

$$qvB = \frac{m v^2}{r} \quad (4.2)$$

şeklinde bir eşitlik yazılabilir. Burada 'm' yüklü parçacığın kütlesidir. O halde m kütleli bir q yükü, düzgün B manyetik alan içerisinde v hızı ile, alana dik olacak şekilde hareket ederse, yarıçapı ;

$$r = \frac{m v}{qB} \quad (4.3)$$

olur ve bir çember üzerinde hareket eder. Eğer yük negatif olursa, kuvvetin yönü tam tersi olur ve negatif yük saat yönünde dönen bir çember üzerinde hareket eder. ¹⁴

Yüklü parçacığın açısal hızı ω , $v = \omega r$ olduğundan;

$$\omega = \frac{q}{m} B \quad (4.4) \text{ olur.}$$

Açısal hız, v hızından bağımsız olup ve q/m oranına ve B manyetik alana bağlıdır. Düzgün manyetik alandaki yüklü parçacığın açısal hızına siklotron frekansı denir. ¹⁵

Başlangıçta yüklü bir parçacık manyetik alana dik olmayan yönde hareket ettiğinde hız, manyetik alana göre paralel ve dik bileşenlerine ayrılır. Paralel bileşen etkilenmez. Dik bileşenin yönü sürekli değişir fakat büyüklüğü değişmez. ¹⁵

4.3.denklemin diğer bir sonucuda manyetik alan ne kadar büyük olursa, yüklü parçacığın yarıçapı da o kadar küçük olur. Bundan dolayı manyetik alan düzgün değilse, yol da dairesel değildir. ¹⁵

4.4.1 Manyetik Rezonans (MR)

MR görüntüleme nasıl bir yöntemdir?

MR, kesitsel bir görüntü yöntemidir. MR'de görüntü oluşturmak için yararlandığımız veri kaynağı hücre sıvısı ve lipidler içerisindeki hidrojen çekirdeğidir (proton). Hidrojen çekirdeklerinden sinyal elde edebilmek için incelenecek kesimi önce güçlü bir manyetik alan (magnatis) içine yerleştirmek, daha sonra enerjilerine uygun radyofrekans göndermek gerekir. ¹⁶

4.4.2. MR Mıknatısı

Güçlü bir manyetik alan mıknatıslarla oluşturulur. Mıknatıslar kalıcı, geçici ve süperiletken olmak üzere 3 çeşittir. ¹⁶

4.4.2.1 Kalıcı Mıknatıs

Bu tür mıknatıslar doğal çubuk mıknatısların büyütülmüş şekli gibidir. MRG sistemlerinde kullanılan bu tür magnetler mıknatıs sistemi olarak demir, brom, neodyum gibi üzerinde sürekli manyetizasyon bulunduran metallerin, bir araya getirilmesi ile oluşturulmuşlardır ve yaklaşık yüz ton ağırlığa sahiptirler. Bu kadar yüksek ağırlığa sahip olmakla beraber manyetik alan güçleri düşüktür (0.3 T). Manyetizasyonunun sağlanmasında soğutulmaya ve enerjiye ihtiyaç duyulmadığından kullanım maliyetleri ucuzdur. Kalıcı mıknatıs MRG' de en iyi görüntü kalitesini sağlayan mıknatıs tipi olması yanında, ısı değişikliklerine son derece hassastır. Mıknatıs sistemi yüzeyinde oluşabilecek küçük çizikler bile manyetik alanının homojenitesini bozmaya yeterlidir. Kalıcı tip mıknatısın kullanıldığı cihazlarda incelenecek obje ana manyetik alana dik olarak yerleştirilir. ¹⁶

4.4.2.2 Geçici Mıknatıs

Geçici ya da elektro mıknatıs tipindeki mıknatıslar, içinden elektrik akımının geçirildiği bobin şeklinde sargılar bulunan mıknatıslardır. Bu tür mıknatıslar çekirdek yapılarına göre demir çekirdekli ve hava çekirdekli olarak iki gruba ayrılmaktadır. Demir çekirdekli geçici mıknatıslar içyapılarında C ya da H şeklinde demir bir blok içerirler.

Bu demir bloğunun çevresi ise genellikle bakır veya alimünyumdan imal edilmiş tel sargılarla sarılmıştır. Hava çekirdekli geçici mıknatısların içyapısında ise metal blok mevcut olmayıp iletken teller boşluğa sarılı durumdadır. Geçici mıknatıslar manyetizasyonu sağlamak için elektrik enerjisine ihtiyaç duyarlar. Manyetik alan, iletken tellerden geçirilen elektrik akımı ile sağlanmaya çalışıldığından bu tür mıknatıslarda ısı üretimi fazladır. Bu mıknatısların kullanıldığı cihazlarda, kalıcı tip mıknatısların tersine incelenecek objeler ana manyetik alana paralel olarak yerleştirilmektedir. Geçici mıknatısların Niobium-Titanyum (NbTi)'dan üretilmiş akım taşıyıcı iletkenler kullanılarak oluşturulmuş süper iletken geçici mıknatıs adı ile anılan hibrit şekilleri de mevcuttur. ¹⁶

4.4.2.3 Süper İletken Mıknatıs

Güçlü ve homojen bir manyetik alan oluşturmak amacıyla sistemin $-269^{\circ}\text{C} = + 4$ Kelvin'de soğutulmasının gerektiği mıknatıs türüdür. Soğutma işlemi için sıvı helyum-nitrojen kullanılmakta ve aygıt içinde “ dewar ” adı verilen kaplara yerleştirilmektedir. Helyum-nitrojen, cihaz çalışır durumda olsun olmasın devamlı olarak harcandığından belirli bir seviyeye indiğinde sisteme ilave edilmelidir. Bu da maliyette bir artışa neden olmaktadır. Bu tür mıknatısta, geçici tip mıknatısta olduğu gibi incelenecek olan obje, ana manyetik alana paralel şekilde yerleştirilir.¹⁶

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1 Çalışmanın Şekli, Yapıldığı Yer

⁹⁰Y'nın saf beta yayınlaması özelliğinden yararlanarak ve manyetik alan uygulayarak ışınlanan alanın değişimini deneysel olarak incelediğim bu çalışma DEÜ Tıp Fakültesi Nükleer Tıp A.D., Radyoloji A.D. ve Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nde yapıldı.

5.2 Çalışmada Kullanılan Gereçler

5.2.1 Gafkromik EBT Film:

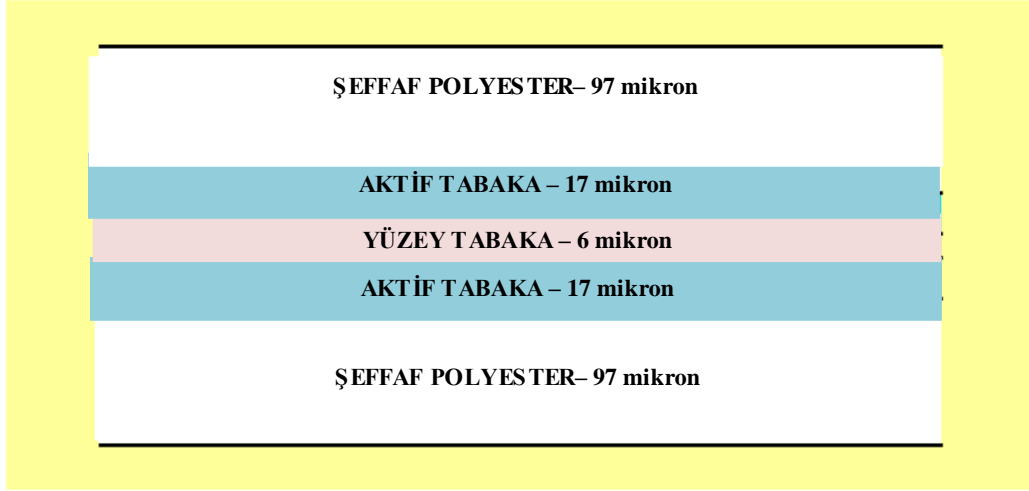
Bu yüksek hassasiyetli radyokromik film yüksek enerjili fotonların absorbe dozlarının ölçümü için dizayn edilmiştir. Brakiterapi'de ve özellikle yoğunluk ayarlı radyoterapide (IMRT) kullanılır. ^{17,18}

Özellikleri

- Doz aralığı 1cGy- 800cGy;
- keV mertebesinden MeV mertebesine kadar enerjiden bağımsızdır (Fotonlar için).
- Yaklaşık doku eşdeğeridir.
- Oda ışığında kullanılabilir. Karanlık oda gereksinimi yoktur.
- Suyu dayanıklıdır. Su fantomunda kullanılabilir.
- İstenilen boyut ve şekle göre kolayca kesilebilir.
- 70°C' ye kadar dayanır.

5.2.1.1 Gafkromik EBT Filmin Konfigürasyonu ve Yapısı

Gafkromik EBT film iki tabakanın üst üste konulmasından oluşmuştur (Şekil 9). Bu yüksek hassasiyetli radyokromik film IMRT'de kullanılan yüksek enerjili fotonların absorbe dozlarının ölçümü için tasarlanmıştır. Filmin doz aralığı 1 cGy'den 800cGy'e kadardır. Fotonların tepkisi MeV aralığında enerjiden bağımsızdır ve yaklaşık 30 keV'in altındaki enerjilerde duyarlılık % 10'dan daha az değişir. ^{17,18}



Şekil 9: Gafkromik EBT dozimetri filmin yapısı

Çok ince taneli bu film yüksek hassasiyetli dansitometri ile okunabilir. Radyokromik filmlerin en duyarlı tipleri (Gafkromik) 6 -60 µm kalınlığında radyasyona duyarlı ince bir emülsiyon tabakasından oluşur ve üzeri 60 -100 µm kalınlığında polietilen tereftalat (PET) tabakası ile kaplanmıştır. Gafkromik emülsiyon spektrumu 660 nm dalgaboyunda maksimum pik, 610 nm dalgaboyunda minimum pik gösterir. Dolayısıyla film bu dalgaboylarında en duyarlıdır. RCF'lerin absorpsiyon özellikleri 633 nm dalgaboylu dansitometre ile ölçülebilir ve bu optik yoğunluk ölçümleri için etkili bir şekilde kullanılabilir. ^(17,18)

5.2.1.2 Depolama ve Saklama

Gafkromik EBT film oda ışığında kullanılmak için dizayn edilmiş olsa da, gün ışığının filmde ışınlama yapabileceği düşünülerek, kullanılmadığı zamanlarda karanlıkta muhafaza edilmesi önerilir. Film oda sıcaklığında saklanabilir (20° – 25°C).

EBT filmdeki aktif tabaka iki polyester tabakadan üretilmiştir. Bu nedenle kalıcı bir zarar oluşmadığı sürece film suya dayanıklıdır. Filmin kenarları, suya yalıtımlı olmadığından suyu aktif tabakaya penetre edebilir. Ancak difüzyon hızı oldukça yavaş olduğundan filmin özelliklerinde anlamlı bir değişim olmadan bir saatin üzerinde suda kalabilir. ^{17,18}

5.2.2 ⁹⁰Y Radyoizotopu:

Deneyde ⁹⁰Y işaretli mikroküre kullanılmıştır.

Özellikleri:

- ⁹⁰Y; gama ışınımı yapmayan, yüksek enerjili beta izotopudur.
- Beta parçacıklarının maksimum enerjisi 2,27 MeV ve ortalama enerjisi 0,93 MeV'dir.
- Dokudaki maksimum menzili 11 mm, ortalama ise 2,5 mm'dir.
- ⁹⁰Y'nin yarı ömrü 2,67 gündür (64,1 saat)
- ⁹⁰Y küreler 20 ve 60 mikron çapında olup biyoyumludur

Üretici: Sirtex Tibbi Ürünler Pty Ltd / Avustralya. ¹⁹

5.2.3 Matlab:

Çalışmada elde edilen veriler MATLAB (7.00) programında incelendi. MATLAB adı, MATrix LABoratory (Matris Laboratuvarı) sözcüklerinden gelir. ²⁰

"MATLAB" yüksek seviyeli bir teknik programlama dili olmasının yanında algoritma geliştirme, verilerin görselleştirilmesi, veri analizi, sayısal ve simgesel hesaplamalar için etkileşimli bir yazılım paketidir. MATLAB ile teknik hesaplama problemleri, C,C++ ve Fortran gibi yüksek seviye programlama dilleri kadar hızlı bir şekilde çözülebilir. MATLAB yazılımının birçok alanda uygulamaları vardır. İçerdiği "toolbox" adı verilen paketler aracılığıyla resim işleme, sayısal sinyal işleme, kontrol tasarımı, test ve ölçüm, finansal modelleme ve analiz, haberleşme gibi birçok alanda kullanılabilir. ^{20,21}

Ana Özellikleri:

- Teknik hesaplamalar için yüksek seviyeli bir dildir.
- Kodların, dosyaların ve verilerin düzenlenmesi için bir geliştirme ortamıdır.
- Lineer cebir, istatistik, Fourier analizi, filtreleme, optimizasyon ve sayısal integrasyon için matematik fonksiyonlarıdır.
- Verilerin görselleştirilmesi için 2 ve 3 boyutlu grafik araçlarıdır.
- Grafik arayüzler tasarlamak için araçlardır. ^{20,21}

Deneyde kullanılan ^{90}Y radyoizotopunun yaydığı ışınım sonucu renk değiştiren radyokromik EBT filmlerinin istatistiksel analizleri ve alan hesaplamaları, Matlab programının 'Image Processing Toolbox' isimli görüntü işleme cisi kullanılarak yapıldı.

5.2.4 Pleksiglas (Akrilik Levha):

6x10x15 cm boyutundaki deney düzeneği pleksiglas malzemedен yapılmıştır.²²

Özellikleri

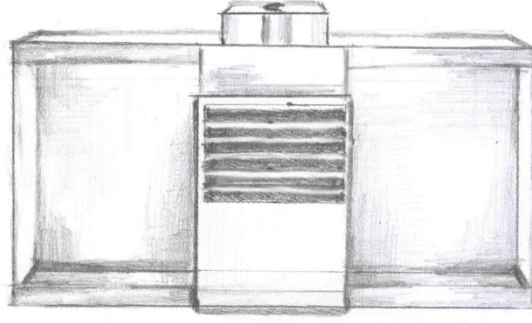
- Hava şartlarına dayanıklıdır.
- Rutubetten etkilenmez.
- İyi bir ışık geçirgenidir.
- Isı uygulanarak şekillendirilebilir, berraklığı bozulmaz.
- Ekonomik, saydam bir materyaldir.
- Kolayca makinede işlenir.
- İki yüzeyi naylon film ile kaplıdır.
- Camın yarı yoğunluğundadır.²²

5.2.5 Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) Cihazı:

Çalışmada Radyoloji A.D.'da bulunan, manyetik alanın büyüklüğü 1,5 Tesla olan Philips Medical Systems'e ait MR / Intera-DRW - 81 cihazı kullanıldı.

5.3 Yöntem

5.3.1 Deney Düzeneği: Düzenek, deney için uygun bir malzeme olan pleksiglasdan yapıldı. Düzeneği tasarlarken; üstte deney tüpünün girebileceği büyüklükte bir delik ve 2 mm aralıklarla filmin konulacağı alanlar belirlendi (Şekil 10).



Şekil 10: Deneş düzeneğinin çizimi

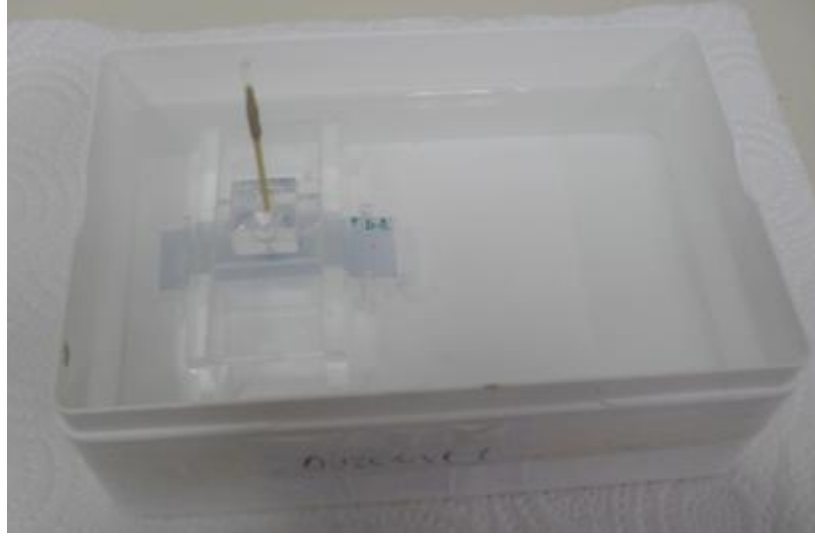
5.3.2 Deneşin Yapılışı: Tedavide kullanılan radyoizotoplardan saf beta yayıcı olan ^{90}Y tercih edilip;

- manyetik alan uygulayarak ve
- manyetik alan olmaksızın

ışınlanan alan Gafkromik EBT film kullanılarak dedekte edildi. Böylece manyetik alanda beta ışınımının dokudaki ortalama yolunun değişimi gözlemlendi. Deneş aşamasında manyetik alan için MR cihazı kullanıldı (Şekil 11).

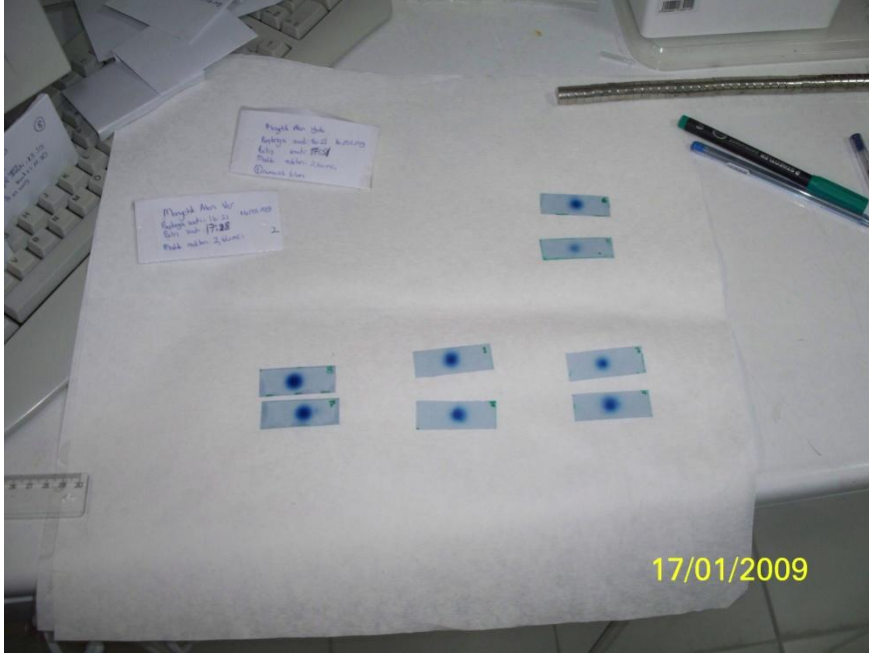


Şekil 11: MR cihazında radyoaktif kaynağında içinde bulunduğu deneş düzeneği



Şekil 12: Deneý düzeneđi

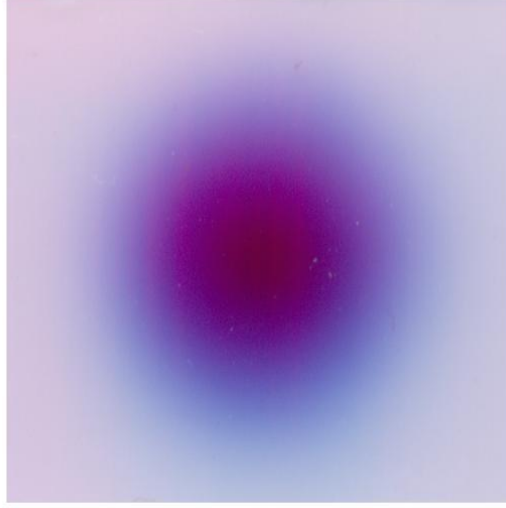
Doz kalibratörü kullanılarak ^{90}Y 'ın doz miktarı ölçüldü. 6.40 mCi'lik radyoaktif kaynak cam tüpe konularak düzeneğe yerleştirildi. Betanın havadaki menzili yaklaşık 9 metre olduğundan gereksiz ışınlamaları önlemek için düzenek saf su dolu plastik kaba konuldu (Şekil 12). Gafkromik EBT film 1,8 x 5,5 boyutunda kesildi. Filmler suya dayanıklı olmasına rağmen, streç film kullanılarak kaplandı. 0 mm'de (kaynakta) de ölçüm alabilmek için tüm filmler kaynak içinden geçecek şekilde delindi. Filmden geçen kaynak mesafeleri için bundan sonra 'kaynaktan 0 mm' uzaklıkta diye söz edilecektir. Deneýde ışınlanan hacmin derinlikle değişimini gözlemleyebilmek için 0 mm ve 2 mm olmak üzere iki farklı derinlikte ölçümler alındı. Film düzeneğe yerleştirilip üzerinde kararmalar gözlendi. Matlab programı kullanılarak tüm filmler aynı bozunum sayısı elde edilinceye kadar yaklaşık bir saat süreyle ışınlandı. Sonra filmler düzeneklerden çıkarıldı ve film üzerindeki kararmalar Matlab kullanılarak analiz edildi (Şekil 13).



Şekil 13: Işınlanmış filmler

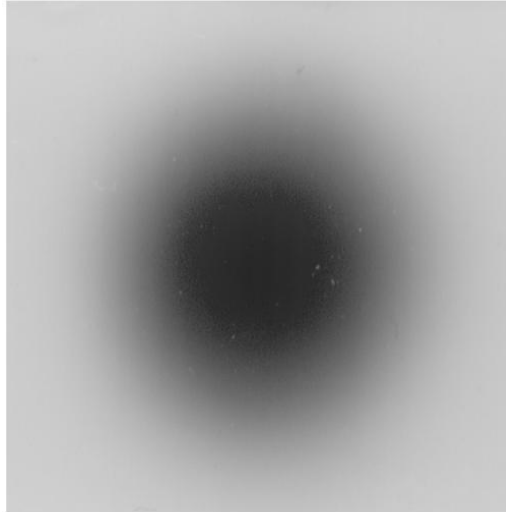
5.4 Filmle rin Analizi

Işınlanan 15 film DEÜ Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nde HP scanjet 2400 kullanılarak scan edildi. “Microsoft Office Picture Manager” programı kullanılarak taranan tüm filmler 1510x1510 piksel boyutunda kırpıldı. Analiz etmek için Matlab programı kullanıldı. Kırpılan filmler ‘matlab image toolbox’ kullanılarak Matlab’a aktarıldı. (Şekil 14). Kullanılan Matlab programı Ek-1 ‘de verilmektedir.



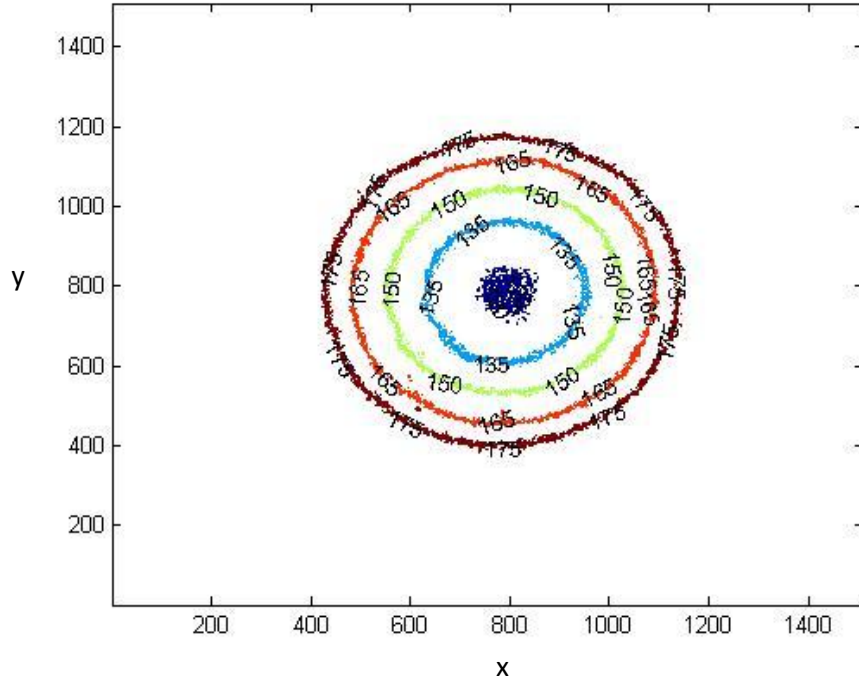
Şekil 14: Kırpılan Filmler

Programa aktarılan filmler grinin tonlarına dönüştürüldü (Şekil 15).



Şekil 15: Grinin tonlarına dönüştürülen film

Görüntüdeki koyuluk derecesine göre izodoz eğrileri çizdirildi. Programda skaladaki değerler 0 -255 arasındadır. 0 değeri siyaha karşılık gelirken daha büyük rakamlar grinin daha açık tonlarına karşılık gelmektedir. Filmlerin analizinde 130 ile 180 arasındaki değerler kullanılarak izodoz eğrileri çizdirildi (Şekil 16).



Şekil 16: Kırıldıktan sonra Matlab'a aktarılan filmlerin izodoz eğrileri

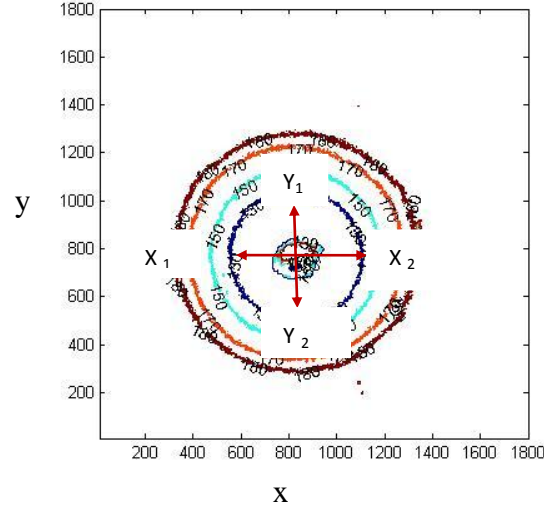
Matlab'dan elde edilen izodoz eğrilerinin çapları "Paint çizim programı" kullanılarak piksel cinsinden ölçüldü. Ölçüm yapılırken; örneğin 130 nolu izodoz eğrisinin X eksenini hesaplarken, Y eksenindeki piksel değeri sabit tutulup $X_2 - X_1$ arasındaki piksel farkı bulundu ve bu 130 nolu izodozun X ekseninin çapı olarak kaydedildi. Y eksenini bulurken, X eksenini sabit tutulup $Y_2 - Y_1$ farkı Y ekseninin çapı olarak kaydedildi (Şekil 17).

Örneğin 130 nolu izodoz eğrisinin X ve Y yönündeki çaplarını bulursak;

$X_2 : (303,202)$, $X_1 : (213,202)$, $Y_2 : (280,263)$, $Y_1 : (280, 157)$ olsun.

Hesaplama yapılırken; $X_2 - X_1 = 303 - 213 = 90$ piksel; $Y_2 - Y_1 = 263 - 157 = 106$ piksel olur.

Bu işlem her film ve 130'dan 180'e kadar her izodoz eğrisi için hesaplandı.



Şekil 17: İzodoz eğrilerinin çaplarının gösterimi

Kaynaktaki ve 2 mm uzaklıktaki, manyetik alanlı ve manyetik alansız filmlerin 130, 140, 150, 160, 170 ve 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin hacim hesabı yapıldı. Bu işlem her film için tekrarlandı. Teorik olarak Z yönünde manyetik alana dik yöndür ve Y yönünün simetriğidir. Hesaplama yapılırken Y değerleri ile Z değerleri aynı kabul edildi. Örnek bir hacim hesaplaması aşağıdaki gibidir.

1 nolu filmin 150 nolu gri tonuna denk gelen izodoz eğrisinin hacmi için;

$X=156$, $Y=156$, $Z=156$ piksel ve $\pi=3,14$ olsun;

Hacim (150):

– –

olur.

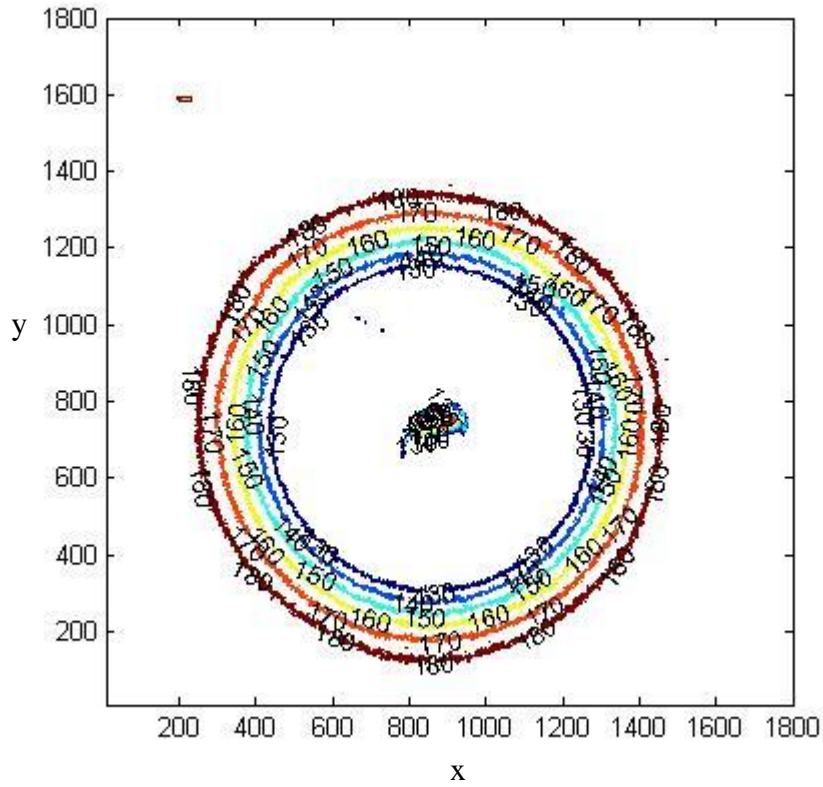
Microsoft Office Excel’de elde edilen verilerin tabloları oluşturuldu ve Origin 8.0 grafik programı kullanılarak grafikler çizdirildi.

5.5 Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları Etik Kurulu’ndan 18.10.2009 tarih ve 13.14.2009 no.lu toplantısında; 121/2009 protokol no.lu “Beta yayan kaynakların ışınımının manyetik alan altında deneysel koşullarda incelenmesi” isimli çalışmamızın etik kurul onayı alındı.

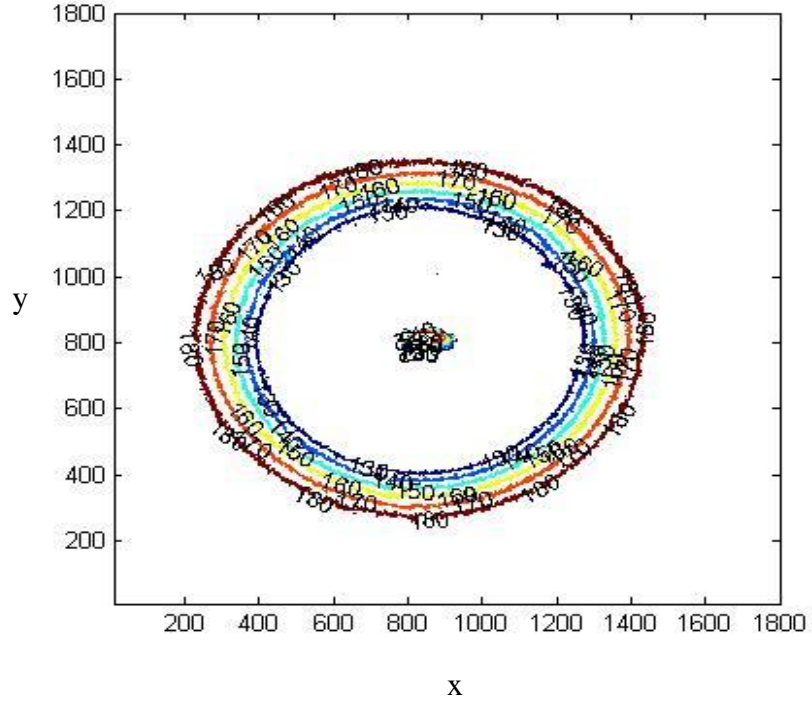
6. BULGULAR

Matlab (7.0) programı kullanılarak tüm filmlerin izodoz eğrileri çizdirildi. Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki manyetik alan uygulanmayan filmin izodoz eğrisi şekil 18’de gösterildiği gibi dairesel simetriye sahiptir.



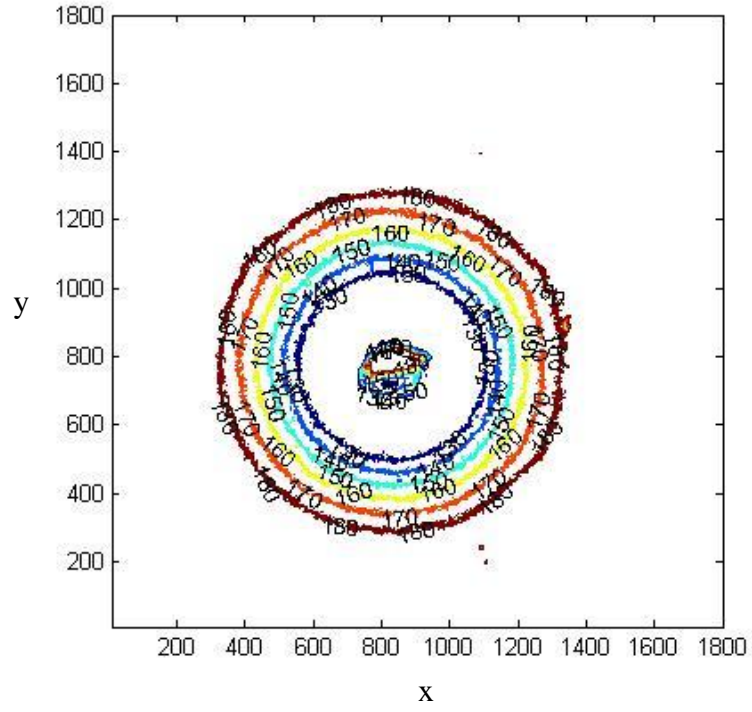
Şekil 18: 0 mm uzaklıkta manyetik alan uygulanmayan filmin izodozu

Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki manyetik alanlı filmin izodoz eğrisi şekil 19’da verilmiştir. Manyetik alan uygulandığında izodozların küresel simetriden çıkıp eliptik şekle dönüştüğü gözlenmektedir.



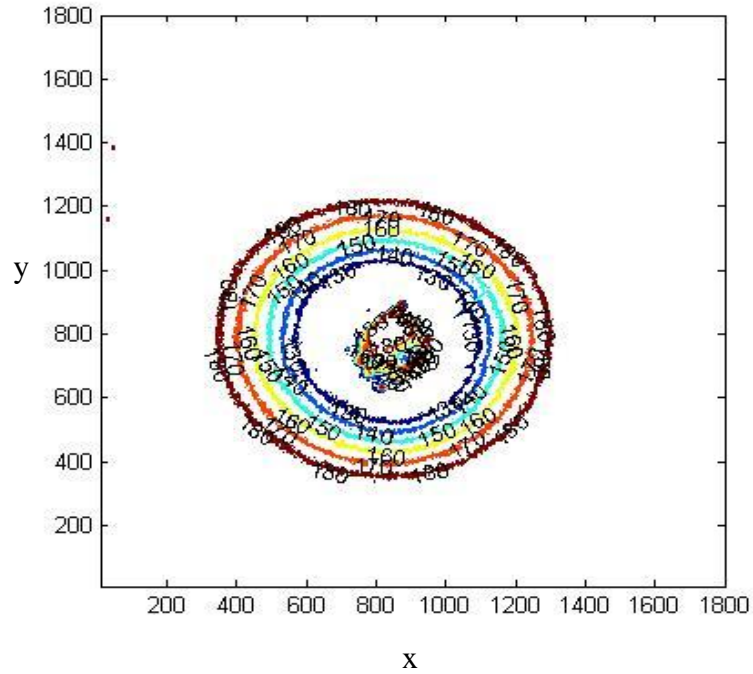
Şekil 19: 0 mm uzaklıkta manyetik alan uygulanan filmin izodozu

Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki manyetik alan uygulanmayan filmin izodoz eğrisi şekil 20'deki gibidir. Manyetik alansız film dairesel simetriğe sahiptir fakat kaynaktan uzaklaştıkça izodoz eğrilerinin çapları küçülmektedir.



Şekil 20: 2 mm uzaklıkta manyetik alan uygulanmayan filmin izodozu

Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki manyetik alanlı filmin izodoz eğrisi şekil 21’de verilmiştir. Kaynaktan uzaklaştıkça manyetik alanın etkisi artmaktadır.



Şekil 21: 2 mm uzaklıkta manyetik alan uygulanan filmin izodozu

Tablo 3'te kaynaktan 0 mm uzaklıktaki manyetik alanlı ve manyetik alansız filmlerin X yönündeki 130, 140, 150, 160, 170 ve 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin çaplarının piksel değerleri verilmiştir.

Tablo 3: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin X yönündeki piksel farkları

Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmler	Manyetik Alan (T)	130 X2-X1	140 X2-X1	150 X2-X1	160 X2-X1	170 X2-X1	180 X2-X1
1	B = 0	156	168	183	196	214	236
2	B = 0	159	170	184	196	211	231
3	B = 0	173	183	195	207	222	239
4	B = 0	176	180	197	209	224	242
5	B = 1.5	183	193	208	219	235	258
6	B = 1.5	187	199	209	221	238	256
7	B = 1.5	169	180	191	201	215	230

Tablo 4'te kaynaktan 0 mm uzaklıktaki manyetik alanlı ve manyetik alansız filmlerin Y yönündeki 130, 140, 150, 160, 170 ve 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin çaplarının piksel değerleri verilmiştir.

Tablo4: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin Y yönündeki piksel farkları

Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmler	Manyetik Alan (T)	130	140	150	160	170	180
		Y2-Y1	Y2-Y1	Y2-Y1	Y2-Y1	Y2-Y1	Y2-Y1
1	B = 0	156	169	181	195	214	237
2	B = 0	161	173	186	197	212	232
3	B = 0	179	189	201	213	228	245
4	B = 0	175	185	195	207	220	235
5	B = 1.5	160	170	180	190	204	220
6	B = 1.5	169	180	190	201	216	235
7	B = 1.5	154	163	172	181	192	206

Tablo 5'te kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin 130, 140, 150, 160, 170, 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin çaplarının X/ Y oranları verilmiştir.

Tablo 5: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin X / Y oranları

Kaynaktan 0 mm uzaklıkta ki filmler	Manyetik Alan(T)	130 X/Y	140 X/Y	150 X/Y	160 X/Y	170 X/Y	180 X/Y
1	B = 0	1	0,99	1,01	1,01	1	1,00
2	B = 0	0,99	0,98	0,99	0,99	1,00	1,00
3	B = 0	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,98
4	B = 0	1,01	0,97	1,01	1,01	1,02	1,03
5	B = 1.5	1,14	1,14	1,16	1,15	1,15	1,17
6	B = 1.5	1,11	1,11	1,10	1,10	1,10	1,09
7	B = 1.5	1,10	1,10	1,11	1,11	1,12	1,12

Verilerden grafik çizdirilirken manyetik alanlı ve manyetik alansız filmlerin her iki yönde (X,Y) 130, 140, 150, 160, 170, 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin çaplarının ortalamaları alındı. Tablo 6’da kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin X yönündeki piksel sayılarının ortalamaları verilmiştir.

Tablo 6: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerde her bir izodoz eğrisi için X değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

Manyetik Alan(T)	130 X ±Stdev	140 X ±Stdev	150X±Stdev	160X±Stdev	170X±Stdev	180X±Stdev
B= 0	166 ± 10,0	175,3 ± 7,4	189,8 ± 7,3	202,0±7,0	217,8±6,2	237,0±4,7
B= 1.5	179,7 ± 9,5	190,7± 9,7	202,7 ±10,1	213,7±11,0	229,3±12,5	248,0±15,6
B= 0/B=1.5	0,92	0,92	0,94	0,95	0,95	0,96

Kaynaktaki filmlerin manyetik alana paralel olan yönünde % 5'lik bir fark bulundu. Manyetik alanın etkisi, küreyi eliptik şekle dönüştürdüğünden dıştaki izodoz eğrilerinin çaplarındaki oranın daha küçük olduğu görülmüştür.

Tablo 7'de kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin Y yönündeki 130, 140, 150, 160, 170, 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin çaplarının piksel sayılarının ortalamaları verilmiştir.

Tablo 7: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerde her bir izodoz eğrisi için Y değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

Manyetik Alan(T)	130 Y ±Stdev	140 Y ±Stdev	150Y±Stdev	160Y±Stdev	170Y±Stdev	180Y±Stdev
B= 0	167,8±11,0	179,0±9,5	190,8±9,0	203,0±8,5	218,5±7,2	237,3±5,6
B= 1.5	161,0±7,5	171,0±8,5	180,7±9,0	190,7±10,0	204,0±12,0	220,3±14,5
B= 0/B=1.5	1,04	1,05	1,06	1,06	1,07	1,08

Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerde % 8'lik bir fark bulundu. Manyetik alanın etkisi, küreyi eliptik şekle dönüştüreceğinden dıştaki izodoz eğrilerinin çaplarında küçülme olduğu görülmüştür.

Tablo 8'de Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin hacim hesaplamaları verilmiştir.

Tablo 8: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin piksel küp cinsinden hacim değerleri

Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmler	Manyetik Alan(T)	V ₁₃₀	V ₁₄₀	V ₁₅₀	V ₁₆₀	V ₁₇₀	V ₁₈₀
1	B = 0	15894328,3	20088665	25100168	31202808	41030774	55497968
2	B = 0	17255091,3	21301467	26650913	31846148	39702930	52054267
3	B = 0	23207082,7	27368001	32983376	39318590	48316009	60061815
4	B = 0	22566133,3	25791960	31362006	37493446	45390165	55952497
5	B = 1.5	19613696	23351971	28214784	33099368	40944595	52279744
6	B = 1.5	22360597,3	26993952	31587981	37381160	46489283	59189419
7	B = 1.5	16780176,7	20022398	23656944	27569037	33182515	40863039

Tablo 9’da tablo 8’den yararlanılarak manyetik alanlı ve manyetik alansız filmlerin hacimlerinin ortalamaları hesaplandı.

Tablo 9: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin ortalama hacim hesapları ve standart sapmaları

Manyetik Alan(T)	V ₁₃₀ ±Stdev	V ₁₄₀ ±Stdev	V ₁₅₀ ±Stdev	V ₁₆₀ ±Stdev	V ₁₇₀ ±Stdev	V ₁₈₀ ±Stdev
B= 0	19730658,9 ±3695552	23637523 ±3493309	29024116 ±3749264	34965248 ±4050848	43609970 ±3967918	55891637 ±3279963
B= 1.5	19584823,4 ± 2790322	23456107 ±3486943	27819903 ±3980237	32683188 ±4919283	40205464 ±6684104	50777401 ±9255097
B= 0/B=1.5	1,01	1,01	1,04	1,07	1,08	1,10

Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerde % 10'lık bir fark bulundu. Manyetik alanın etkisi, küreyi eliptik şekle dönüştüreceğinden dıştaki izodoz eğrilerinin hacimlerinde küçülme olduğu görülmüştür.

Tablo 10'da kaynaktan 2 mm uzaklıktaki manyetik alanlı ve manyetik alansız filmlerin X yönündeki 130, 140, 150, 160, 170 ve 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin çaplarının piksel değerleri verilmiştir.

Tablo 10: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin X yönündeki piksel farkları

Kaynaktan 3 mm uzaklıktaki filmler	Manyetik Alan(T)	130 Y2-Y1	140 Y2-Y1	150 Y2-Y1	160 Y2-Y1	170 Y2-Y1	180 Y2-Y1
1	B = 0	84	99	116	134	158	186
2	B = 0	81	98	115	132	153	176
3	B = 0	102	117	132	149	165	186
4	B = 0	104	120	137	151	170	192
5	B = 1.5	100	114	129	142	161	181
6	B = 1.5	79	93	108	124	143	165
7	B = 1.5	115	129	146	160	180	200
8	B = 1.5	81	95	112	125	144	166

Tablo 11'de kaynaktan 2 mm uzaklıktaki manyetik alanlı ve manyetik alansız filmlerin Y yönündeki 130, 140, 150, 160, 170 ve 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin çaplarının piksel değerleri verilmiştir.

Tablo 11: Kaynaktan 2mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin Y yönündeki piksel farkları

Kaynaktan 2mm uzaklıktaki filmler	Manyetik Alan(T)	130 Y2- Y1	140 Y2- Y1	150 Y2- Y1	160 Y2- Y1	170 Y2- Y1	180 Y2- Y1
1	B = 0	80	97	115	131	155	181
2	B = 0	84	100	116	134	154	175
3	B = 0	107	121	137	152	169	191
4	B = 0	103	120	135	150	168	189
5	B = 1.5	94	107	118	131	147	164
6	B = 1.5	81	95	107	121	137	154
7	B = 1.5	109	120	133	146	164	182
8	B = 1.5	80	90	102	117	132	150

Tablo 12’de kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin 130, 140, 150, 160, 170, 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin çaplarının X / Y oranları verilmiştir.

Tablo 12: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin X / Y oranları

Kaynaktan 3 mm uzaklıktaki filmler	Manyetik Alan(T)	130X/Y	140X/Y	150X/Y	160X/Y	170X/Y	180X/Y
1	B = 0	1,05	1,02	1,01	1,02	1,02	1,03
2	B = 0	0,96	0,98	0,99	0,99	0,99	1,01
3	B = 0	0,95	0,97	0,96	0,98	0,98	0,97
4	B = 0	1,01	1,00	1,01	1,01	1,01	1,02
5	B = 1.5	1,06	1,07	1,09	1,08	1,10	1,10
6	B = 1.5	0,98	0,98	1,01	1,02	1,04	1,07
7	B = 1.5	1,06	1,08	1,10	1,10	1,10	1,10
8	B = 1.5	1,01	1,06	1,10	1,07	1,09	1,11

Tablo 13'te kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin X yönündeki 130, 140, 150, 160, 170, 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin çaplarının piksel sayılarının ortalamaları verilmiştir. Kaynaktan uzaklaştıkça manyetik alana paralel yönde çok önemli bir değişme gözlenmemiştir.

Tablo 13: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin her bir izodoz eğrisi için X değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

Manyetik Alan(T)	130 X ±Stdev	140 X ±Stdev	150X±Stdev	160X±Stdev	170X±Stdev	180X±Stdev
B= 0	92,8 ± 11,9	108,5 ± 11,6	125,0 ± 11,2	141,5 ± 9,9	161,5 ± 7,5	185,0 ± 6,6
B= 1.5	93,8 ± 17	107,8 ± 17	123,8 ± 17,4	137,8 ± 17	157,0 ± 17,4	178,0 ± 16,4
B= 0/B=1.5	0,99	1,01	1,01	1,03	1,03	1,04

Tablo 14’te kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin Y yönündeki 130, 140, 150, 160, 170, 180 nolu gri tonlara karşılık gelen izodoz eğrilerinin çaplarının piksel sayılarının ortalamaları verilmiştir. Kaynaktan uzaklaştıkça manyetik alana dik yöndeki filmlerde manyetik alanın etkisi daha baskın hale gelmiştir.

Tablo 14: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin her bir izodoz eğrisi için Y değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

Manyetik Alan(T)	130 Y ±Stdev	140 Y ±Stdev	150Y±Stdev	160Y±Stdev	170Y±Stdev	180Y±Stdev
B= 0	93,5 ± 13,5	109,5 ± 12,8	125,8 ± 11,9	141,8 ±10,8	161,5 ± 8,1	184,0 ± 7,4
B= 1.5	91,0 ± 13,6	103,0 ±13,4	115,0 ±13,7	128,8 ±12,9	145,0 ±14,1	162,5 ±14,3
B= 0/B=1.5	1,03	1,06	1,09	1,10	1,11	1,13

Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki manyetik alanlı ve manyetik alansız filmlerin 130, 140, 150, 160, 170 ve 180 nolu gri tonlara karşılık gelen her bir izodoz eğrisinin hacim hesabı yapıldı. Tablo 15’de kaynaktan 0mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin hacim hesaplamaları verilmiştir.

Tablo 15: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin hacim değerleri

Kaynaktan 2mm uzaklıktaki filmler	Manyetik Alan(T)	V ₁₃₀	V ₁₄₀	V ₁₅₀	V ₁₆₀	V ₁₇₀	V ₁₈₀
1	B = 0	2250752	3899842	6422765	9627550	15892377	25511646
2	B = 0	2392830,72	4102933	6478615	9923204	15191521	22566133
3	B = 0	4889180,96	7171747	10372500	14412583	19729939	28408484
4	B = 0	4619300,05	7234560	10453374	14224200	20087962	28713969
5	B = 1.5	3699338,67	5464379	7520074	10202329	14565618	20381430
6	B = 1.5	2170028,88	3513974	5176780	7600826	11236875	16383013
7	B = 1.5	5720305,47	7777152	10812460	14278878	20268826	27735829
8	B = 1.5	2170368	3221640	4878505	7163910	10504581	15637200

Tablo 16’da tablo 15’ten yararlanılarak kaynaktan 2 mm uzaklıktaki manyetik alanlı ve manyetik alansız filmlerin izodoz eğrilerinin hacimlerinin ortalamaları hesaplandı.

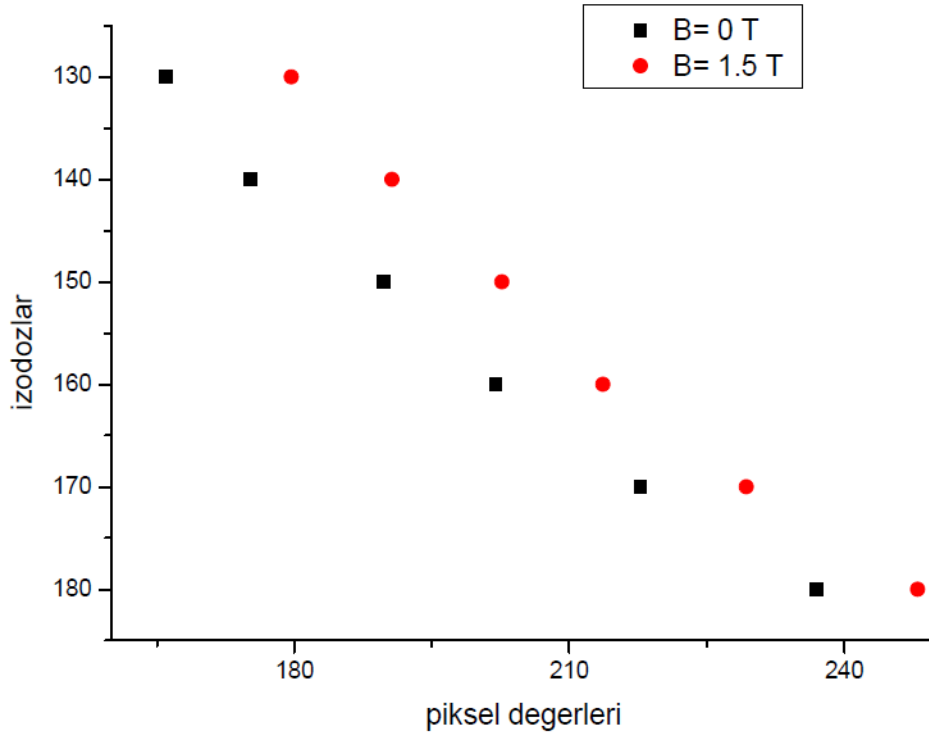
Tablo 16: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin ortalama hacim hesapları ve standart sapmaları

Manyetik Alan(T)	V ₁₃₀ ±Stdev	V ₁₄₀ ±Stdev	V ₁₅₀ ±Stdev	V ₁₆₀ ±Stdev	V ₁₇₀ ±Stdev	V ₁₈₀ ±Stdev
B= 0	3538015,93 ± 1409884,14	5602271 ± 1850577	8431814 ± 2287956	12046884 ± 2626813	17725450 ± 2541678	26300058 ± 2877280
B= 1.5	3440010,25 ± 1682442,83	4994286 ± 2105463	7096955 ± 2744243	9811486 ± 3266345	14143975 ± 4449269	20034368 ± 5540771
B= 0/B=1.5	1,03	1,12	1,19	1,23	1,25	1,31

Yukarıdaki tablodaki verilerden kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerde % 31'e varan küçülme bulundu.

Tüm grafiklerde, gri tonlamada yüksek değer açık griye (düşük doza) karşılık geldiğinden izodoz değerleri artan sıralamada verildi.

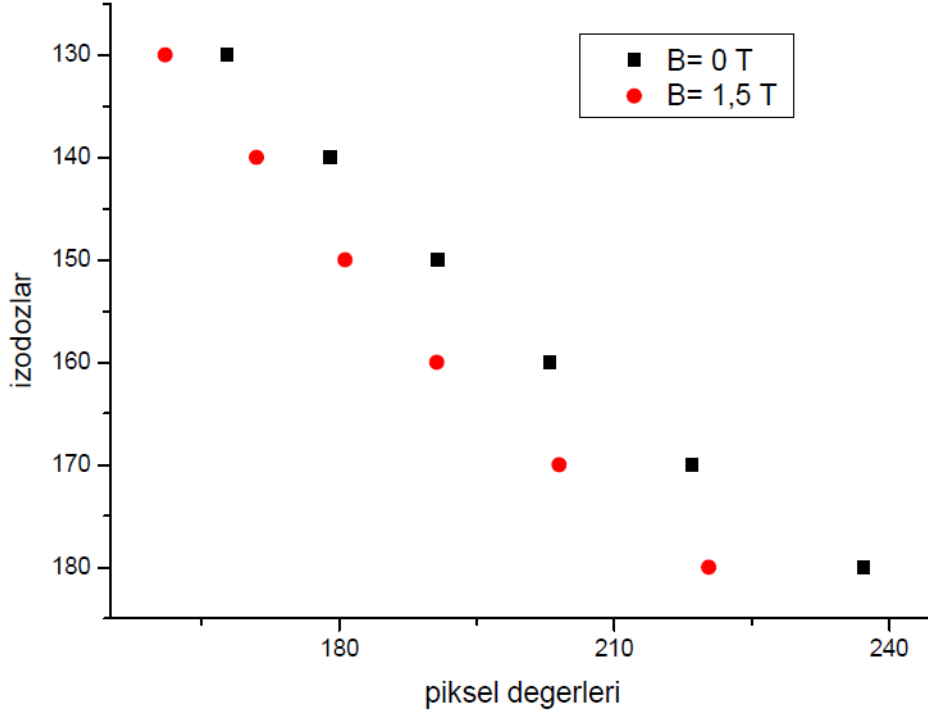
Tablo 6'daki verilerden yararlanarak içinden kaynağın geçtiği filmlerde 1.5 Teslalık manyetik alana paralel konulmuş X yönündeki filmlerin ve manyetik alan uygulanmayan X yönündeki filmlerin izodoz eğrilerinin karşılaştırılmalı grafiği çizdirildi (Grafik 1).



Grafik 1: 0 mm'deki manyetik alan uygulanan ve manyetik alansız filmlerin izodoz eğrilerinin X yönündeki (manyetik alana paralel olan yön) değişimi

Manyetik alan uygulandığında manyetik alan uygulanmayan filmlerdeki izodoz eğrilerinin X yönündeki değişimi, izodoz eğrilerinin iç kısmında yani merkezde yaklaşık % 5 daha büyüktür. Bu da bize manyetik alanın dozu merkezde topladığını gösterir. (Grafik1)

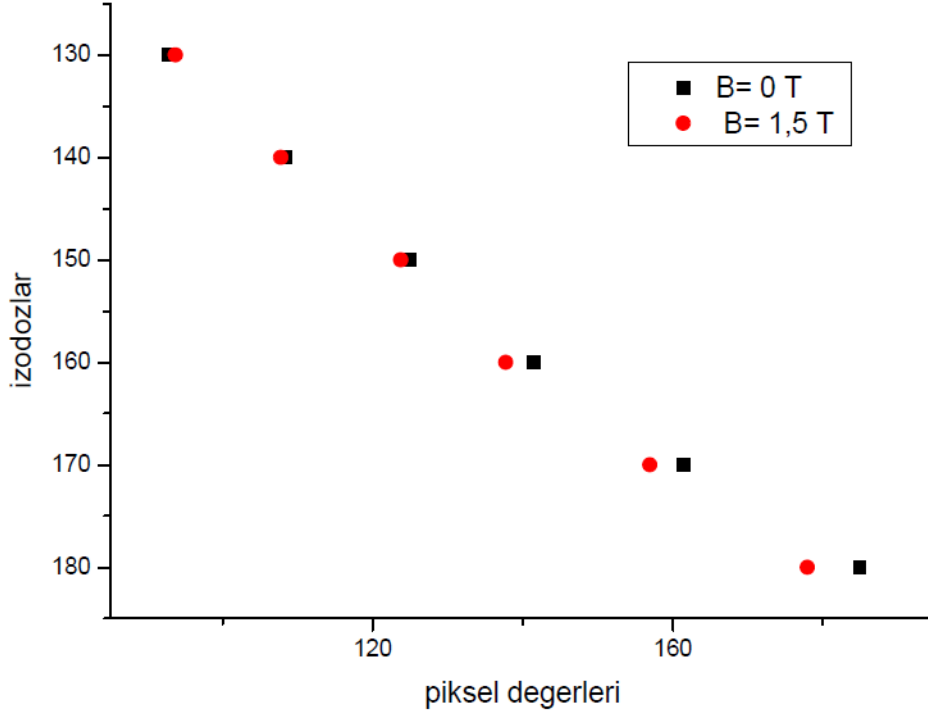
Tablo 7'den faydalanarak Grafik 2 çizdirildi.



Grafik 2: 0 mm'deki manyetik alan uygulanan ve manyetik alansız filmlerin izodoz eğrilerinin Y yönündeki (manyetik alan dik olan yön) değişimi.

Yine 0 mm' deki manyetik alan uygulanan ve manyetik alansız filmlerin izodoz eğrilerinin manyetik alana dik yön olan Y yönündeki değişimi incelendiğinde çizdirilen karşılaştırılmalı grafiğinden (Grafik 2) izodoz eğrilerinin dış halkalarına doğru manyetik alanlı filmlerde yaklaşık % 4'lük bir küçülme görüldü.

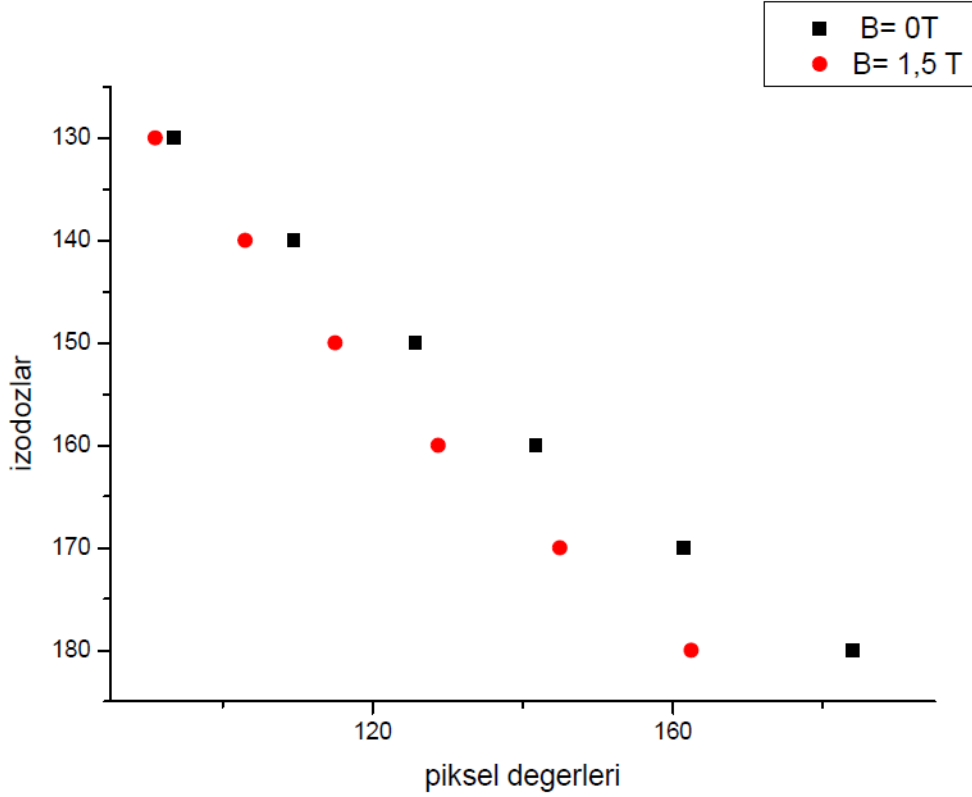
Tablo 13 kullanılarak kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin grafiği çizdirildi (Grafik 3).



Grafik 3: 2 mm'deki manyetik alan uygulanan ve manyetik alansız filmlerin izodoz eğrilerinin X yönündeki (manyetik alana paralel olan yön) değişimi

Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin manyetik alana paralel yönündeki değişimleri ile manyetik alan olmaksızın ışınlanan filmlerin izodoz eğrilerinin X yönündeki değişimlerinin grafiği yukarıdadır (Grafik3). Grafikte görüldüğü gibi manyetik alan uyguladığımızda ve kaynaktan uzaklaştığımızda X yönünde ışınlanan filmlerin izodoz eğrilerinde anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Tablo 14 kullanılarak Grafik 4 çizdirildi.

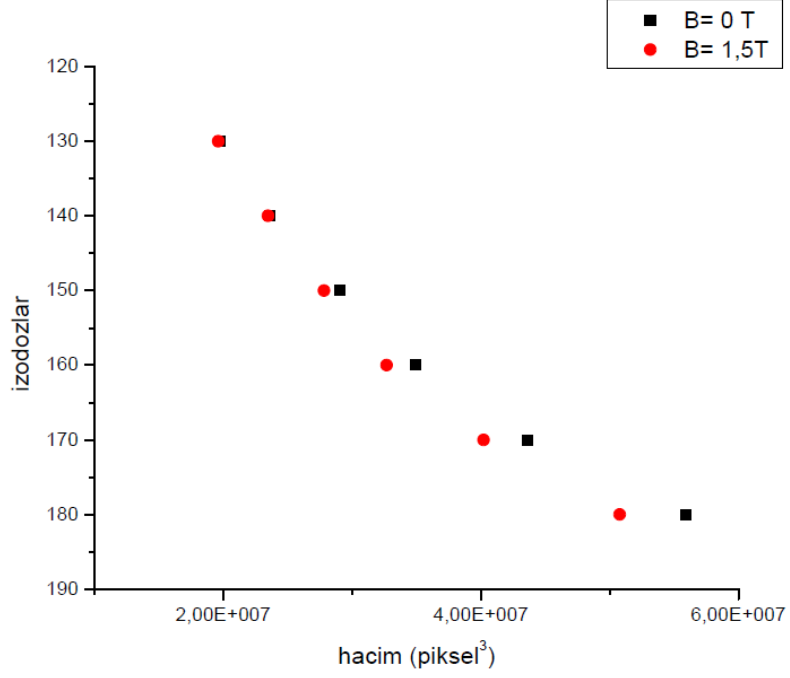


Grafik 4: 2 mm'deki manyetik alan uygulanan ve manyetik alansız filmlerin izodoz eğrilerinin Y yönündeki değişimi

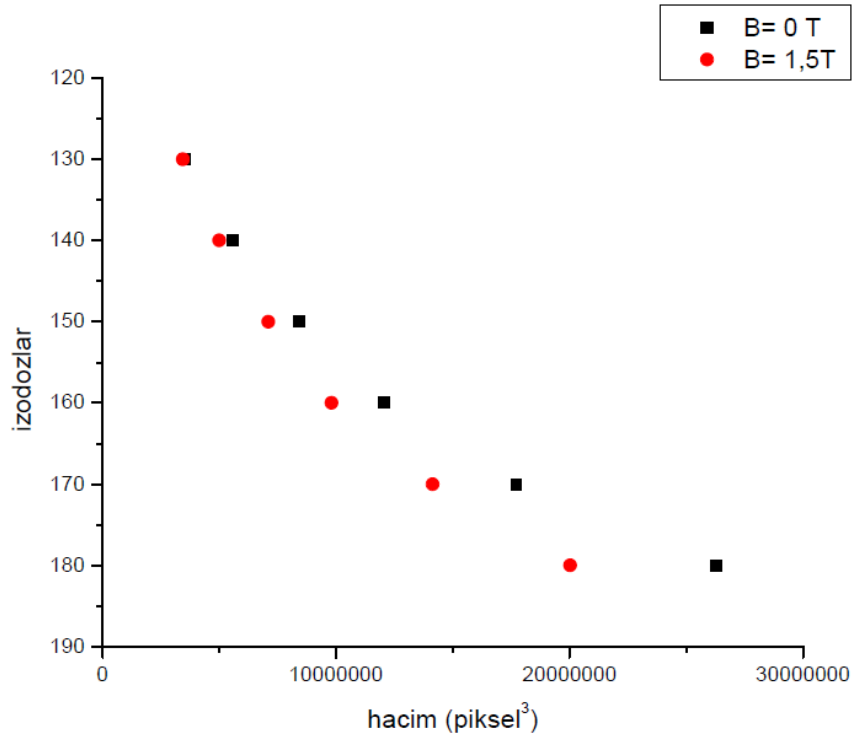
Kaynaktan 2 mm uzaklıkta manyetik alan uygulanmış filmlerin izodoz eğrilerinin Y yönündeki yani manyetik alana dik yönündeki değişimi, manyetik alan olmaksızın ışılanan filmlerin izodoz eğrilerine göre yaklaşık %15 daha küçüktür (Grafik 4).

Tablo 9'daki veriler kullanılarak kaynaktaki filmlerin izodoz eğrilerinin hacim grafiği çizdirildi (Grafik 5). Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerden elde edilen izodoz eğrilerinin hacimleri manyetik alanda küçülmektedir.

Tablo 16'da yararlanılarak kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin hacim grafiği çizdirildi (Grafik 6). Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerden elde edilen izodoz eğrilerinin manyetik alanda hacimleri, kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerine göre daha küçüktür. Yani doz merkezde yoğunlaşmaktadır.



Grafik 5: Kaynaktan 0 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin piksel küp cinsinden hacimleri



Grafik 6: Kaynaktan 2 mm uzaklıktaki filmlerin izodoz eğrilerinin piksel küp cinsinden hacimleri

7. TARTIŞMA

Radyoaktif izotoplarla tedavide amaç; tümör dokusunu yok edip normal dokuları da korumaktır. Tedavide kullanılan radyonüklidlerden yayınlanan beta radyasyonunun menzili yüksek olduğundan hedef dokunun dışına çıkabilir ve yan etkiler oluşabilir. Bu çalışmada, manyetik alan uygulayarak, ⁹⁰Y radyoizotopu ile yapılan tedavide beta parçacığının davranışı incelendi. Bu amaçla ⁹⁰Y radyoizotopu pleksiglasdan yapılan deney düzeneğine yerleştirilerek, MR cihazının manyetik alanından faydalanılarak ve Gafkromik EBT film kullanılarak doz dağılımları incelendi.

Wirrwar A. ve arkadaşları PET (Pozitron Emisyon Tomografi) için pozitronların menzilin manyetik alan uygulandığında azaldığını ve PET'in rezolüsyonunun arttığını Monte Carlo ile ve deneysel olarak göstermişlerdir. Örneğin Ga- 68' in pozitron menzili 3,35 mm'den 2,73 mm'ye azalmıştır.³

Manyetik alanın varlığı ve ortamla etkileşmesiyle yüklü parçacıkların yörüngeleri değişir. Bu nedenle manyetik alan; hücre altı düzeyde hedef hacim içindeki enerji birikimini değiştirme potansiyeline sahiptir. Bazı gruplar, hibrid radyoterapi-MRI cihazları ile doz dağılımlarını daha iyi kontrol etmek için, megavoltaj (MV) düzeyinde radyoterapi kullanarak, manyetik alan altında hastaların ışınlanmasına yönelik çeşitli uygulamalar önermişlerdir. Kirkby C. ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, 10µm su küresi içinde homojen bir manyetik alanda ve enerji birikimi spektrumları varlığında elektronun enerji akışını araştırmışlar ve manyetik alan sapmalarını birleştirmek için uygun algoritmaları olan Monte Carlo (MC) radyasyon aktarım kodu PENELOPE'yi kullanmışlardır. Simülasyonlarda, manyetik alanın varlığının, yüklü bir parçacığın yörüngesini belirgin şekilde değiştirdiğini gözlemlemişlerdir. Ayrıca manyetik alanın yönüne bağlı olarak enerji birikim spektrumları farklılık gösterir. Paralel yönde toplam yol uzunluğunda bir artış olurken, dik yönde manyetik alan öncelikle doğrudan dış yörüngeyi etkilediği için toplam yol uzunluğunda bir azalma görmüşlerdir.⁽⁴⁾ Bizim tez çalışmamızda da manyetik alan uygulandığında yüklü parçacığın yörüngesi değişmiştir. Manyetik alana dik yönde yerleştirilen filmlerin etkilenen alanlarının çaplarında kısalma görülmüştür.

Güçlü bir manyetik alanda, çarpışmalar arasındaki elektron yörüngeleri manyetik alan kuvveti ile bükülür. Efektif olarak, elektronlar kısa bir mesafede enerjilerini biriktirirler, bu nedenle de daha kısa build-up mesafesi oluştururlar. Raaijmakers A. ve arkadaşlarının yaptığı

bu çalışmanın amacı, manyetik alanda Gafkromik EBT film kullanarak MRI-linac (doğrusal hızlandırıcı) spesifik doz etkilerini deneysel olarak göstermektir. İkinci hedef ise, bu doz etkileri ve ölçümler ile Geant4 simülasyonları arasındaki benzerliğin doğrulanmasıdır. Çalışmada fantomların içine Gafkromik EBT film konulup farklı manyetik alan değerlerinde ($B= 0$, $B= 0,6T$ ve $B= 1,3T$) derin doz eğrilerine ve lateral alana bakılmıştır (B lateral yöndeki manyetik alan gücüdür). Sonuçta simülasyon ve ölçüm değerleri benzerlik göstermiştir. Derinlikle ilk 2 cm'de build – up bölgesi $B=1,3 T$ için 1,2 cm'dir. $B=0,6 T$ için 1,5 ve $B=0 T$ için 1,6 cm'dir. Lateral doz profillerinde, grafiklerin sol tarafında, yanal elektron dönüş etkisi (ERE) görülebilmektedir, bu da $B=0,6 T$ için artan doza ve hatta $B=1.3 T$ için daha yüksek doza neden olur. Diğer tarafta, $B=1,3 T$ için doz seviyesi en düşüktür ve ardında $B= 0,6 T$ ve $B= 0$ gelir.⁽⁵⁾ Bizim çalışmamızda da manyetik alanlı filmlerin merkezinde dozun arttığı gözlenmiştir. Manyetik alan uygulanan filmlerin manyetik alan uygulanmayanlara oranla toplam ışınlanan hacimlerinde azalma görülmüştür.

Beta emisyonu ile bozulan radyoizotoplar fizik ve tıpta, özellikle onkoloji alanında geniş çapta kullanılmaktadır. Pozitron emisyonunun temel mekanizmasını kullanan PET görüntülemesi, kanserin tam teşhisinde, evrelendirilmesinde ve radyoterapi planlamasında giderek önemli hale gelmektedir. Beta yayan radyofarmasötikler, tiroid kanseri tedavisi, radyoimmünoterapi ve kemik ağrısına yönelik radyofarmasötik terapi gibi kanser tedavilerinde daha geniş kullanım alanları bulmaktadır. Beta yayan radyoizotoplar vasküler brakiterapi ve diğer brakiterapi uygulamalarında da geniş çapta kullanılmaktadır.²³

Saf beta radyasyonu yayan ^{90}Y radyoizotopu; karaciğer kanserinde mikroküre formu ile radyoimmünoterapi de ibritumomab tiuxetan (zevalin) formu ile kullanılmaktadır. ^{90}Y radyoizotopu ile ilgili pek çok araştırma bulunmaktadır.

Heard S. ve arkadaşları çalışmada; ^{90}Y radyoizotopunun bremsstrahlung görüntülemesinin Monte Carlo simülasyonunu yapmışlardır. ^{90}Y 'nin simülasyon sonuçları daha önce yapılmış çalışmalarla uyum göstermiştir.²⁴

Johnson L.S. ve arkadaşlarının radyasyon sinevektomisinde beta parçacık dozimetresi isimli çalışmalarında sekiz radyoizotopun ($Au-198$, $P-32$, $Y-90$, $Dy-165$, $Ho-166$, $Sm-153$, $Re-186$, $Re-188$) terapötik menzilleri incelenmiştir. Çalışma; Gafkromik DM1260 filmi kullanılarak deneysel olarak ve Monte Carlo simülasyonu kullanılarak da teorik olarak

yapılmıştır. Bu çalışmada Y-90 terapötik menzili 2,8 mm, maksimum menzili 10,8 mm bulunmuştur.²⁵

⁹⁰Y, ¹⁸⁸Re, ³²P gibi β^- kaynakları kanser tedavisi için kullanılmasına rağmen, beta kaynakları brakiterapi için yaygın olarak kullanılmamaktadır. Bununla birlikte, beta kaynaklarının foton kaynaklarına bazı üstünlükleri vardır. Beta kaynakları kısa menzillidir ve kolayca zırhlanabilir. Hastanın yanı sıra çalışanlar için de dozu düşürür. Örneğin prostat kanserinin tedavisinde beta yayan radyoizotoplar, rektum ve idrar yollarına düşük enerjili fotonlardan daha az doz verir. AAPM' in raporuna göre; ¹²⁵I gibi düşük enerjili foton kaynağının ve ⁹⁰Sr / ⁹⁰Y kaynağının doz profilleri karşılaştırıldığında; ¹²⁵I için doz fonksiyonu 2 cm'e kadar düzdür ve 10cm'de % 10a kadar azalır, oysaki ⁹⁰Sr / ⁹⁰Y'nin doz fonksiyonu 0.8 cm'de %1.8'e kadar düşer.²⁵ Bu çalışma β^- yayan kaynaklarla kanser tedavilerinin yapılabilirliğini ve çevre dokuların daha düşük dozlarda ışınlandığını göstermiştir.

Radyokromik filmlerin kapsamlı bir açıklaması Amerikan Tıbbi Fizikçiler Derneği (American Association of Physicists in Medicine-AAPM) tarafından yayınlanmıştır. Çok ince taneli bu film yüksek hassasiyetli dansitometri ile okunabilir. Radyokromik filmler beta parçacıklarını dedekte etmek için uygun araçlardır. Radyokromik filmlerin avantajları; elektronlar ve yüksek enerjili fotonlar için su eşdeğeridir (fotonlar > 100 keV), görünür ışığa duyarlıdır, banyo işlemi gerektirmez, yüksek çözünürlüklüdür (mm başına 1200 çizgi çifti), istenile boyutta kesilebilir. Dezavantajları ise; pahalı olması, düşük duyarlılık, 100keV'in altındaki fotonlar için su eşdeğeri olmamasıdır.²⁶

Radyokromik filmler günümüzde giderek daha yaygın kullanılmaktadır. Deneysel kullanımın yanı sıra, filmin tüm özellikleri bilindiğinden Monte Carlo simülasyon çalışmalarında da kullanılmaktadır. Bu konuda pek çok araştırma yapılmaktadır.

Sankar A. ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışma da IMRT doz doğrulamalarında Gafkromik EBT filminin klinik kullanım olanağının olup olmadığı araştırılmıştır. Gafkromik EBT film ile Kodak EDR2 filmi karşılaştırılmıştır. EBT ve EDR filmlerinin optik yoğunlukları (OD) ölçülmüştür. EBT için dar bir optik yoğunluk değeri bulunmuştur: 0.42 - 1.02. EDR' nin optik yoğunluğu ise 0,204 – 3,04'dür. Bu çalışmada; EBT filmin ışınlama sonrasında renk değişimine, filmin homojenliğine ve filmin taranma yönünün etkisine bakılmıştır. Sonuç olarak EBT film önceki radyokromik filmlere göre daha duyarlıdır. EBT filmin OD' si düşük olmasına rağmen yüksek çözünürlüklü VXR16 cihazı sayesinde 65.000

gri tonun yaklaşık 50.000 'i OD 1' in sınırları içindedir. EDR ve EBT filmleri için yapılan 15 doz karşılaştırmasında EDR2 filminin ölçülen ve hesaplanmış doz dağılımları birbiriyle tutarlı iken EBT filminde tutarlı değildir. Bu çalışmadan EBT filmin küçük alanlı IMRT verifikasyonları için, büyük alanlı IMRT verifikasyonlarına göre daha uygun olduğu anlaşılmaktadır.²⁷

Demir B. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada $^{90}\text{Sr} / ^{90}\text{Y}$ kaynağı radyokromik film HD-810 kullanılarak ışınlanmış ve doz hızları araştırılmıştır. X eksenini boyunca, kaynağın doz homojenitesi incelenmiş, $\pm \% 10$ fark bulunmuştur. Bizim çalışmamızda benzer şekilde; ^{90}Y radyoizotopu Gafkromik film ile incelenmiştir.²⁸

Pacilio M. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada; beta yayan kaynakların radyokromik filmlere yanıtının enerji bağımlılığı Monte Carlo ile teorik olarak hesaplanmış. $^{90}\text{Sr} / ^{90}\text{Y}$, ^{90}Y , ^{188}Re , ^{32}P kaynakları simüle edilmiştir. MD 55-2 film ile HS radyokromik filmleri kullanılmıştır. Filmlerin kalınlıkları, yoğunlukları, bileşenleri ve bileşenlerinin miktarları bilindiği için simülasyonları yapılmıştır. Sonuç olarak ^{90}Y için beklenenin yaklaşık $\% 5-6$ altında doz ölçülmüştür.²⁹ Bu çalışma; ^{90}Y radyoizotopunun Gafkromik film ile incelenebileceğini göstermiştir.

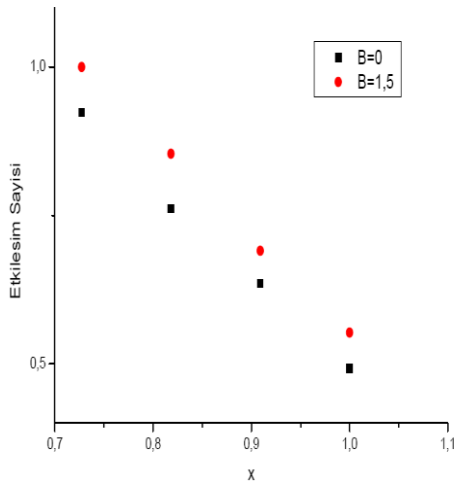
Jung J.W. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada doz dağılımları MCNP5 adlı Monte Carlo kodu ve radyokromik MD 55-2 filmi kullanılarak ölçülmüştür. Bu çalışmada radyoaktif kaynak (^{142}Pr) içi saf su dolu plastik kaba yerleştirilmiştir. Filme su geçmesin diye başka ince bir film ile plastik kap kaplanmış ve kabın altı kesilerek buraya konulan radyokromik film bir saat süreyle ışınlanmıştır. Işınlanan filmler taranıp okunmuş ve Matlab yazılımı ile 8 bit'e dönüştürülmüştür. Filmden elde edilen doz dağılımları ile simülasyondan elde edilen veriler karşılaştırılmış ve iki yöntem arasında uyum görülmüştür.³⁰ Bu yöntem ile bu tez çalışmasındaki yöntem oldukça benzerdir. Bu çalışmada da filmler benzer ışınlama ve analiz işlemlerinden geçmiştir.

Berrin Çavuşoğlu'nun yayın aşamasında olan tez çalışmasında da; tek enerjili beta parçacıklarının; farklı enerjilerde ve farklı büyüklükte manyetik alanlarda menzillerinin değişimi Monte Carlo tabanlı GEANT4 programı ile simüle edilmiştir. Çalışmada içi su dolu kürenin (doku eşdeğeri) merkezine kaynak yerleştirilmiş ve sırasıyla 0,5 MeV, 1 MeV, 1,5 MeV, 2 MeV enerjili beta parçacıklarına 0, 0,5 T, 1 T, 1,5 T, 2 T, 2,5T ve 3T büyüklüğündeki manyetik alanlar uygulanmıştır. Sonuç olarak manyetik alan uygulandığında yüklü

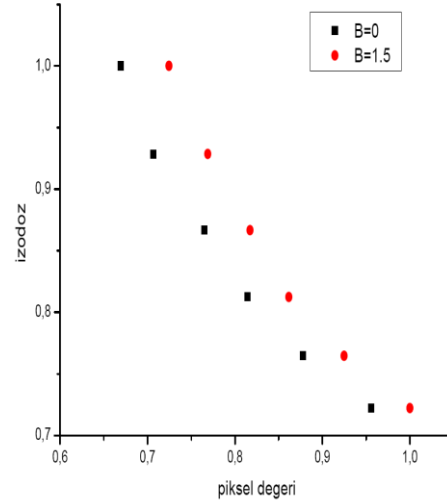
parçacıkların manyetik alan kuvveti ile bükülmesinden dolayı menzillerinin değiştiği gözlenmiştir. Özellikle daha büyük manyetik alan değerlerinde (3T) daha belirgin farklar bulunmuştur.³¹

Yukarıda tanımlanan durumu deneysel olarak inceleyen bu tez çalışmamız; teorik olarak MC ile simüle edilen Çavuşoğlu B.'nin çalışmasıyla uyumludur. Her iki çalışmanın grafikleri aşağıdadır (Grafik 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14). Karşılaştırma 1 MeV enerjili beta parçacıklarının simülasyonundan elde edilen verilerle yapılmıştır. Grafik 1, 2, 3, 4'teki izodoz eğrileri karşılaştırma yapabilmek için 1'e normalize edilmiştir.

Grafik 7' te belirli mesafelerdeki beta parçacıklarının ortamla yaptığı etkileşim sayıları gösterilirken, Grafik 8' da belirli izodoz eğrilerinin çaplarının piksel değerleri gösterilmiştir. Simülasyon ve deneysel çalışmalardan elde edilen manyetik alanlı ve manyetik alansız veriler değerlendirilmiştir. 0 mm uzaklıkta manyetik alana paralel yönde simülasyon çalışmaları ve deneysel çalışmalar birbiriyle uyumludur. 0 mm de manyetik alana paralel olma durumunda manyetik alan altında ışınlanan alanın değerleri daha büyüktür. Beta parçacıklarının manyetik alana paralel yöndeki eksene yaklaştıklarını göstermektedir.



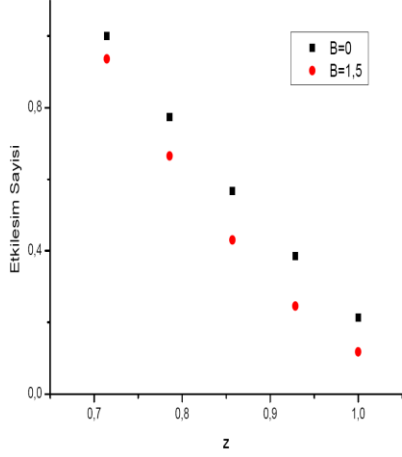
Grafik 7: 0 mm X simülasyon



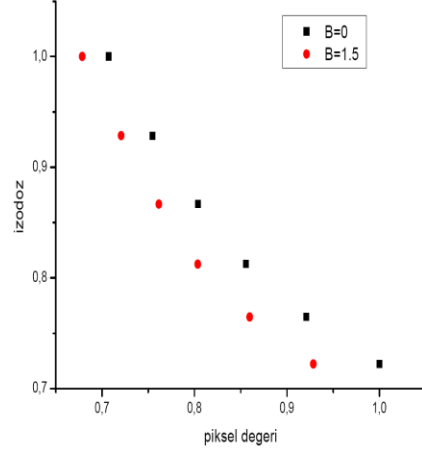
Grafik 8: 0 mm X deneysel

Grafik 9 ve 10' da simülasyon ve deneysel çalışmadan elde edilen manyetik alana dik yönde 0 mm deki veriler değerlendirilmiştir. 0 mm uzaklıkta manyetik alana dik yöndeki simülasyon ve deneysel çalışmalar birbiriyle uyumludur. Manyetik alana dik olan yöndeki etkileşimlere bakıldığında manyetik alan altında ışınlanan alanın değerleri, manyetik alansız

değerlerden daha küçük olmaya başlamıştır. Bu da manyetik alana dik yönde olan parçacıkların manyetik alandan etkilendiğini gösterir. Yani doz merkezde yoğunlaşmaktadır.

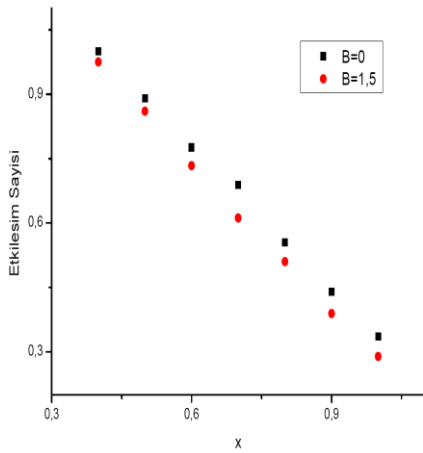


Grafik 9: 0 mm Y simülasyon

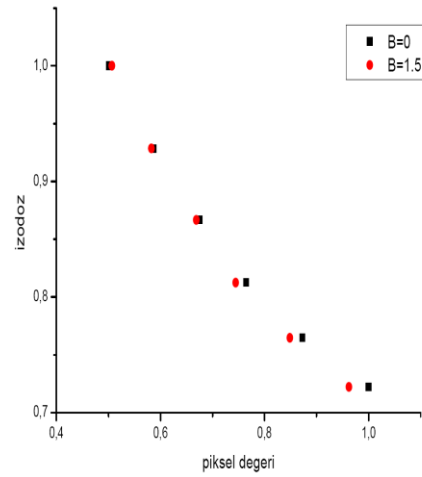


Grafik 10: 0 mm Y deneysel

Grafik 11 ve 12’de simülasyon ve deneysel çalışmalardan elde edilen manyetik alana paralel yönde 2 mm’deki veriler değerlendirilmiştir. 2 mm uzaklıkta manyetik alana paralel yönde simülasyon ve deneysel çalışmalar birbiriyle uyumludur. Çalışmadaki ölçüm aralığında, manyetik alana paralel yöndeki beta parçacıkları manyetik alandan az etkilenmektedir.

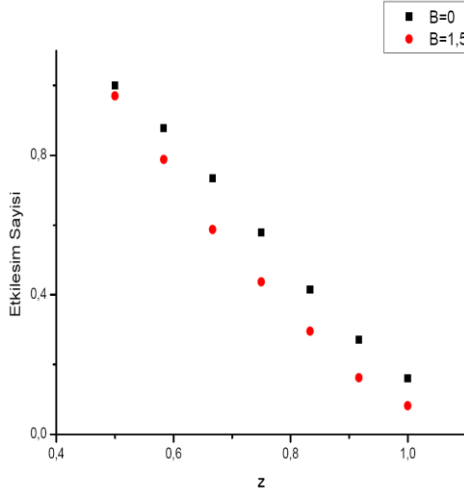


Grafik 11: 2 mm X simülasyon

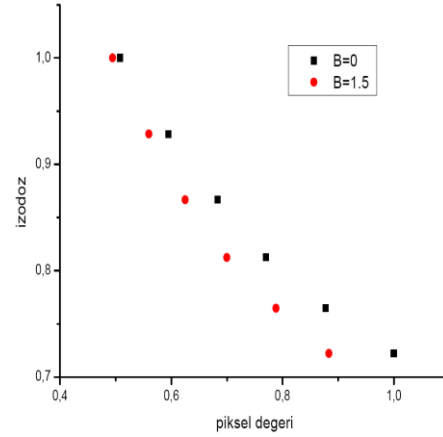


Grafik 12: 2 mm X deneysel

Grafik 13 ve 14’te simülasyon ve deneysel çalışmalardan elde edilen manyetik alana dik yönde 2 mm’deki veriler değerlendirilmiştir. 2 mm uzaklıkta manyetik alana dik yönde simülasyon çalışmaları ve deneysel çalışmalar birbiriyle uyumludur. Manyetik alana dik yönde beta parçacıklarının menzilleri kısalarak, doz daha küçük hacimde toplanmaktadır.



Grafik 13: 2 mm Y simülasyon



Grafik 14: 2 mm Y deneysel

Simülasyonda olduğu gibi daha büyük farkların gözlenmemesinin nedeni; simülasyonda tek enerjili beta parçacıkları ile deneyde ise gerçek ⁹⁰Y izotopu ile çalışılması olabilir. Oysaki ⁹⁰Y’nin sürekli bir enerji spektrumu vardır. Ayrıca deneyde çıkabileceğimiz maksimum büyüklükteki manyetik alan 1,5 Tesla’dır, simülasyonda ise böyle bir kısıtlama yoktur. Gafkromik EBT filmleri ile rölatif dozların ölçülmesi ve filmin hassasiyeti de sonuçları etkilemiş olabilir. Analiz ederken piksel farklarının ölçülmesi gözle yapıldığı ve pikseller birbirine çok yakın olduğu için, bu durum sonuçlar açısından bir dezavantajdır. Film dozunun değerlendirildiği standart tarayıcı olmadığı için film mevcut başka bir tarayıcı kullanılarak taranmıştır. Ayrıca manyetik alanın homojen olduğunu kabul edilerek çalışma yapılmıştır, ama MR cihazının manyetik alanının homojenitesinin mükemmel olup olmadığı bilinmemektedir.

Radyoterapide MR ile tedavi sistemlerinin birlikte kullanılması RBE’yi değiştirebileceğine dair çalışmalar vardır. Beta yayan radyoizotoplarla yapılan tedaviler bu açıdan manyetik alan altında yapıldığında dozun odaklanması açısından bir umut ışığı oluşturmaktadır.

SONUÇ

Kanser tedavilerinde; hedef dokuya maksimum doz verip çevre dokularıda verilen zararı minimuma indirmek çok önemlidir. Sağlam dokuların ışınlanmasını mümkün olduğu kadar önleyip, yan etkileri azaltmak gerekir. Bu konuda daha önce yapılmış olan pek çok araştırma vardır. Normal dokuları korumanın bir yöntemi de; tedavileri manyetik alan altında yapmak olabilir Manyetik alan; yüklü parçacıkların menzillerini kısaltıp, merkezde (hedef dokuda) dozun toplanmasını, dışa doğru ise dozun azalmasını sağlar. Böylece ışınlanan hacim de küçülür.

Manyetik alanla ilgili yapılan çalışmalarda radyokromik filmler dedektör olarak kullanılabilir ve doz değerlendirmeleri yapılabilir. Yüksek hassasiyetli radyokromik filmler IMRT'de kullanılan yüksek enerjili fotonların absorbe dozlarının ölçümü için tasarlanmış olsa da, litaretürde brakiterapi ve Nükleer Tıp'ta da radyokromik filmlerin kullanılabilirliği kanıtlanmıştır. Bu çalışma Gafkromik EBT filmlerin ⁹⁰Y radyoizotopu ile çalışılabilirliğini göstermiştir. Filmler rölatif değerlendirme açısından son derece önemli bir dozimetri yöntemidir. 2 boyutlu doz dağılımının değerlendirilmesinde EBT filmlerin kullanılması güvenilirdir.

Bu çalışmadan elde edilen bulgular bize manyetik alanın dozu merkezde topladığını ve alana dik ekseninde ışınlanan alanın çapını kısalttığını göstermektedir. Beta yayımlayan radyoizotoplarla yapılan tedavilere eşlik edecek manyetik alan uygulamaları, dozun kaynağın bulunduğu merkeze odaklanmasını sağlayabilir.

Ek-1

Kullanılan Matlab programı aşağıdadır.

```
function deneme(c1)
zdata1=rgb2gray(c1);
%CREATEFIGURE(ZDATA1)
% ZDATA1: contour z

% Auto-generated by MATLAB on 15-Apr-2009 18:46:09

% Create figure
figure1 = figure('PaperType','<custom>',...
    'PaperSize',[8 8],...
    'Color',[1 1 1]);

% Create axes
axes('Parent',figure1,'PlotBoxAspectRatio',[1 1 1],'Layer','top');
% Uncomment the following line to preserve the X-limits of the axes
xlim([10 1800]);
% Uncomment the following line to preserve the Y-limits of the axes
ylim([10 1800]);
box('on');
hold('all');

% Create contour
[c,h]=contour(zdata1,'LevelList',[130 140 150 160 170 180]);
clabel(c,h)
```

KAYNAKLAR

1. Jones JA, Karouia F. Radiation Disorders. In: Barratt MR, Pool SL, editors. Principles of Clinical Medicine for Space Flight. New York: Springer Science + Business Media; 2008. p. 476-479.
2. Hobson A. Physics: Concepts and Connections. Third Edition. Upper Saddle River, NJ, Prentice Hall/ Pearson Education, 2003; 427-429.
3. Wirrwar A, Vosberg H, Herzog H, Halling H 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.
4. Kirkby C, Stanescu T, Fallone BG. Magnetic field effects on the energy deposition spectra of MV photon radiation. Phys. Med. Biol. 2009; 54: 243–257.
5. Raaijmakers AJE, Raaymakers BW, Lagendijk JJW. Experimental verification of magnetic field dose effects for the MRI-accelerator. Phys. Med. Biol. 2007; 52: 4283–4291.
6. Saha GB. Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine. Second Edition. New York, Springer-Verlag, 2001; 11-20.
7. Short MD. Basic Principles of Radionuclide Physics. In: Sampson CB, editors. Textbook of Radiopharmacy Theory and Practise. Third Edition. Amsterdam, Gordon and Breach Science Publishers, 1999; 1-17.
8. Saha GB. Fundamentals of Nuclear Pharmacy. Third Edition. New York, Springer-Verlag, 1992; 11-17.
9. Henkin RE, Boles MA, Dillehay GL, Halama JR, et al. Nuclear Medicine Volume 1, USA, Mosby- Year Book Inc; 1996.
10. www.mwit.ac.th/.../applet_04/atom2/Kern2e.htm (23 Aralık 2009).
11. Kabasakal L. Nükleer Tıp Ders Kitabı, 13. Bölüm Radyonüklid Tedavi. İstanbul, 2009; 278-291.
12. Murray T, Hilditch TE. Therapeutic Applications of Radipharmaceuticals. In: Sampson CB, editors. Textbook of Radiopharmacy Theory and Practise. Third Edition. Amsterdam, Gordon and Breach Science Publishers, 1999; 369-383.
13. www.Physics.sjsu.edu/.../physics51/mag_field.htm (23 Aralık 2009).


14. Bueche FJ, Jerde DA. Principles of Physics. Sixth Edition. New York, McGraw-Hill, 1995; 582-583.
15. Alanso M, Finn EJ. Fundamental University Physics. Second Edition. Massachusetts: Addison- Wesley Pub., 1983; 117-124.
16. Oyar O. Radyolojide Temel Fizik Kavramlar. İzmir, Nobel Tıp Kitabevleri Ltd.Şti, 1998; 151-155.
17. International Specialty Products. Gafchromic EBT Self- Developing Film for Radiotherapy Dosimetry. Alps Road , Wayne, 2005; 1-26.
18. International Specialty Products. Gafchromic EBT Self- Developing Film for Radiotherapy Dosimetry. Alps Road , Wayne, 2007; 1-24.
19. Sirtex Medical Limited. Sirtex. Australia 2009; 1-2.
20. İnan A. Matlab ve Programlama, Birinci Baskı, İstanbul, Papatya Yayıncılık, 2004; 13-15.
21. <http://www.mathworks.com/products/image/> (8 Kasım 2009).
22. <http://www.rplastics.com/phrotplac.html> (15 Kasım 2008).
23. Welsh JS, Beta Decay in Science and Medicine. American Journal of Clinical Oncology. 2007; 30(4): 437-439
24. Heard S. Flux GD, Guy MJ, Ott RJ. Monte Carlo Simulation of ^{90}Y Bremsstrahlung Imaging. IEEE 2004; 3579-3588.
25. Johnson LS, Yanch JC, Shortkroff S, Barnes CL ve ark. Beta Particle Dosimetry in Radiation Synovectomy. European Journal of Nuclear Medicine. 1995; 22: 977-988.
26. Niroomand A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP. Radiochromic Film Dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 55. Med. Phys. 2005; 32: 2245-2254.
27. Sankar A, Ayyangar Komanduri M, Mohhilal Nehru R, et al. EBT Film for Intensity-Modulated Radiation Therapy Dose Verifacation. Medical Dosimetry, 2006; 31(4), 273-282. Distrubition.
28. Demir B, Ahmed AS, Babalık E, Demir M. Verification and uniformity control of doses for ^{90}Sr / ^{90}Y intravascular brachytherapy sources usinh radiochromic film dosimetry. Journal of Medical Physics. 2008; 33(2): 55-59.
29. Pacilio M, Aragno D, Rauco R, Pressello MC ve ark. Monte Carlo dose calculations using MCNP4C and EGSnrc/BEAMnrc codes to study the energy dependence of the

radiochromic film response to beta-emitting sources. *Phys. Med. Biol.* 2007; 52: 3931–3948.

30. Jung JW, Reece WD. Dosimetric characterization of ^{142}Pr glass seeds for brachytherapy. *Applied Radiation and Isotopes* 2008; 66: 441–449.

31. Çavuşoğlu B. Beta Yayan Kaynakların Işınımının Manyetik Alan Altında Monte Carlo ile Simülasyonu. DEÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi. İzmir, 2010.

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

<p>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</p> <p>Etik Kurul Sekreteri Hatice İGÇİ</p>	<p style="text-align: center;">DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA,</p> <p>Etik Kurulumuzun 18 Haziran 2009 tarih ve 13/14/2009 no.lu toplantısında; 121/2009 Protokol numaralı Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Başkanlığı Öğretim Üyelerinden Prof.Dr.Hatice DURAK'ın proje yöneticisi ve Selda SUCU'nun sorumlusu olduğu, "Beta yayan kaynakların ışınımının manyetik alan altında deneysel koşullarda incelenmesi" isimli projede onay tarihinden itibaren çalışmaya başlanması koşuluyla etik açıdan sakınca yoktur.</p> <p>Katılanların oy birliği ile karar verilmiştir.</p> <p>Bilgilerinizi ve gereğini arz ederim.</p> <p style="text-align: center;"> Prof. Dr.A.Arzu SAYINER Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları Etik Kurul Başkanı</p>
---	--

ÖZGEÇMİŞ
SELDA SUCU

TC Kimlik No / Pasaport No:	34021374970
Doğum Yılı:	1984
Yazışma Adresi :	3972 sk no:47/2 yzb.şerafettin mah.yurtoğlu karabağlar izmir 35390 İzmir/Türkiye
Telefon :	
e-posta :	sucuselda@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	FEN-EDEBİYAT FAKÜLTESİ	FİZİK	Lisans	2006

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
---------------	------	-------	-------------	------------	--------------

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları
Diğer

ÖDÜLLER

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

Düzenleme Tarihi :10/05/2010

YAYINLARI

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayımlanan makaleler

Diğer dergilerde yayımlanan makaleler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayımlar

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 yayımlar

Düzenleme Tarihi :10/05/2010