



Boyuna Manyetik Alanın Proton Işını Doz Dağılımı Üzerine Etkileri

Effects of Longitudinal Magnetic Field on Dose Distribution of Proton Beam.

Hakan Epik^{1*} 

¹ Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Buca-İzmir, Türkiye
Sorumlu Yazar / Corresponding Author*: hakan.epik@deu.edu.tr

Geliş Tarihi / Received: 03.01.2022

Kabul Tarihi / Accepted: 08.03.2022

Atıf şekli / How to cite: EPİK, H.(2022). Boyuna Manyetik Alanın Proton Işını Doz Dağılımı Üzerine Etkileri. DEUFMD, 24(71), 351-355.

Araştırma Makalesi/Research Article

DOI:10.21205/deufmd.2022247101

Öz

Proton ışını tedavisi olarak da adlandırılan tedavi yöntemi, bir tür radyasyon tedavisi olup, kanser hücrelerinin yok edilmesinde foton yerine pozitif yüklü parçacık olan yüksek enerjili protonları kullanan bir tedavi yöntemidir. Bu yöntemde, protonlar doğrudan belirlenen tümörün hacmi içerisine istenen maksimum dozda odaklanarak kritik organların ve tümörü çevreleyen sağlıklı dokunun korunmasını artırır. Bu çalışmada, proton demetine paralel 0-10 T büyüklüğünde homojen boyuna manyetik alanlar çalışılmıştır. Boyuna manyetik alanın, 15-250 MeV enerjili proton demetinin Bragg pikleri ve üç boyutlu doz dağılımı üzerine etkisi Geant4 tabanlı "GEANT4 based Architecture for Medicine-Oriented Simulations" (GAMOS) Monte Carlo kodu ile hesaplanmıştır. Sonuçlar, Bragg peak konumlarının boyuna manyetik alandan bağımsız olduğunu ve boyuna manyetik alanın proton demetinin doku içerisinde geniş bir alana saçılmasını engelleyerek doz dağılımı daha homojen ve daha etkin hale getirdiğini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Proton ışın tedavisi, GAMOS, boyuna manyetik alan

Abstract

This method, also called proton beam therapy, is a type of radiation therapy that uses high-energy protons, positively charged particles, instead of photons. In this method, protons are focused directly into the target tumor volume with desired maximum dose, maximally providing the protection of critical organs and healthy tissue surrounding the tumor. In this study, intensity of 0-10 T homogeneous longitudinal magnetic fields parallel to the proton beam were studied. The effect of the longitudinal magnetic field on the Bragg peaks and three-dimensional dose distribution of the proton beams with 15-250 MeV energies were calculated by the "GEANT4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations" (GAMOS) Monte Carlo code. The results showed that Bragg peak locations are independent of the intensity of longitudinal magnetic field. The dose distribution becomes more homogeneous and more effective because the longitudinal magnetic field prevents the proton beam from scattering over a wide range of area in the tissue.

Keywords: Proton beam therapy, GAMOS, longitudinal magnetic field

1. Giriş

Protonun radyoterapide kullanımı ile ilgili ilk makale Robert D. Wilson tarafından yayınlanmıştır [1]. 1956 yılında Stanford'da S. Henry tarafından lineer hızlandırıcı kullanılarak ilk hasta tedavi edilmiştir. 1991 yılında Amerika'da, Loma Linda Üniversitesi Medikal Merkezinde, ilk klinik proton tedavi ünitesi kullanılmaya başlanmıştır. Konvansiyonel foton tedavisinin günümüzde bölgesel kanser tedavisinde önemli bir yeri bulunmaktadır. Tedavide, tümörlü bölgeye maksimum doz verilirken, sağlıklı doku ve kritik organların minimum doz alması amaçlanmaktadır. Klinik çalışmalar, tedavinin başarısında yeni geliştirilen cihazlar ile birlikte tümör hacmine aktarılan maksimum doz değerlerinin önemli olduğunu göstermiştir. Bu amaç doğrultusunda tedavide, kemoterapi ile birlikte yapılan radyoterapi, doz etkinliğini arttırmakta fakat artan doz etkinliği beraberinde toksisite artışı getirmektedir. Konformal RT ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ile normal doku toksisitesi azaltılmaya çalışılsa da foton ışınının rölatif yüksek çıkış dozu tedavi doz artışını ve toksisite azaltma etkisini sınırlamaktadır. Proton tedavisi, foton tedavisi ile karşılaştırıldığında doz dağılımı ve doz etkinliğindeki üstünlüğüne bağlı bazı avantajlara sahiptir. Protonun en önemli özelliği, madde içerisinden geçerken enerjisini hemen bırakmaması ve giriş enerjisine bağlı olarak, belli bir derinliğe ulaştıktan sonra madde ile etkileşmesidir. Proton demeti, kritik organ yakınında bulunan tümör üzerine hassas bir şekilde odaklanabilir. Proton demetinin menzilin sonuna yaklaşırken dokuya bıraktığı doz maksimumdur. Bu noktaya Bragg piki adı verilir. Proton tedavisinde hassas doku korunurken istenildiği kadar doz tümör hacmine bırakılabildiğinden göz gibi hassas bölgelerdeki tümörler tedavi edilebilmektedir. Literatürde, yüklü parçacıkların kullanıldığı tedavi yöntemlerinin daha hassas hale getirilmesi ve tümör hacmine mümkün olan maksimum dozun verilebilmesi için farklı çalışmaların yer almaktadır.

Bu amaç doğrultusunda, homojen enine ve boyuna dış manyetik alanların doz dağılımları üzerindeki etkileri araştırılmaktadır. M.A Earl ve L. Ma, yaptıkları çalışmada, büyüklüğü 0 ila 3 T arasında olan boyuna manyetik alanın 18 MeV enerjili elektron demeti derin doz değerleri

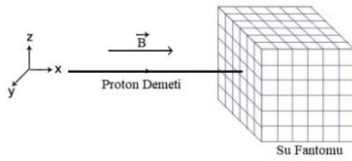
üzerindeki etkilerini incelemişler ve elektron yüzey dozuna göre pik dozunda % 70 oranında artış olduğunu EGS4 Monte Carlo kodunu kullanarak hesaplamışlardır [2]. F. Bielajew, güçlü boyuna manyetik alanın elektron ve foton demetlerinin doz birikimleri üzerindeki etkilerini EGS4 Monte Carlo kodunu kullanarak incelemişler ve elektron demeti için penumbra daralma olduğunu göstermişlerdir [3]. E. Nardi ve G. Barnea, terapötik uygulamalar için elektron doz dağılımını enine manyetik alan etkisi ile daha iyi hale getirmek için Monte Carlo (MC) simülasyonu kullanarak hesaplamalar yapmışlardır. Simülasyon sonuçları, 2 T ve 3 T büyüklüğündeki enine manyetik alan uygulanması ile cilt koruma faktöründe 2 kat artış olduğunu göstermişlerdir [4]. E. Nardi ve R. Schulte, boyuna manyetik alanın, 160 MeV enerjili Proton demeti üzerindeki etkilerini Monte Carlo simülasyonu ile incelemişlerdir [5]. Michael Fix ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, proton tedavisi için uzun süren doz hesaplama sürelerini azaltacak ve daha hızlı doz hesaplanmaya yardımcı olacak Makro Monte Carlo tekniğini geliştirmişlerdir [6].

Tıbbi uygulamalarda, doz hesaplarında deneysel ve analitik hesaplama yöntemlerinin yanında, olasılık teorisi üzerine kurulu MC simülasyon yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır. Radyoaktif kaynak yakınında yüksek doz gradianti nedeniyle deneysel yöntemler ile hassas doz dağılımı elde etmek ve ölçmek zordur. MC simülasyon yöntemi ile bu hesaplamalar yüksek hassasiyet ile yapılabilmektedir. Özel amaçlar için C++ programlama bilgisi yeterli olmayan araştırmacılara, minimum Geant4 bilgisi ile çalışmalarını yapmalarına olanak sağlayan, Geant4 tabanlı, "Geant4 Application for Tomographic Emission" (GATE) [7] ve "GEANT4 based Architecture for Medicine-Oriented Simulations" (GAMOS) kodları geliştirilmiştir [8]. GAMOS, Geant4 fizik modellerini ve kod seçeneklerinin birçoğunu içerdiği için, parçacığın türüne göre 250 eV-100 TeV enerji aralığında birçok uygulamada kullanılabilir. Medikal fizik uygulamalarında GAMOS kullanımı nükleer tıp ve radyoterapide yaygınlaşmıştır [9-10]. GAMOS kodu ile "Positron Emission Tomography" (PET), "Single Photon Emission Computed Tomography" (SPECT) gama kamera, lineer hızlandırıcı, radyoterapide tedavi planlama gibi alanlarda simülasyonlar yapılabilir. Bu özellikleri

bakımından GAMOS bir dizi uygulama alanını kapsayan çekirdek yazılımdan oluşur. Bu çalışmada, boyuna manyetik alanın düşük, orta ve yüksek enerjili proton demetlerinin Bragg piki konumları, doz etkinliği ve doz dağılımları üzerindeki etkileri GAMOS Monte Carlo kodu kullanılarak hesaplanmıştır.

2. Materyal ve Metot

MC hesaplamaları, 2 x intel Xeon (R) CPU 4x2x(HT) 2.53 GHz, 24 GiB RAM, 64-bit özelliklerine sahip bilgisayarda yapılmıştır. Çalışmada, Geant4 tabanlı GAMOS MC kodu kullanılmıştır. Monte Carlo hesaplamalarında elektromanyetik fizik (GmEMPhysics) ve hadron fiziği (GmHadronicPhysics) paketi kullanılmıştır. İstatistiksel hatayı %1' in altında tutmak için 10^9 parçacık kullanılmıştır. Proton kaynağı pencil beam proton demeti yayacak şekilde alınmıştır. Doku eşdeğeri olarak su fantomu kullanılmıştır. GAMOS'da varsayılan üretim kesme değeri 100 μm ' dir. Su fantomu içinde enerji eşik değeri fotonlar için 1,10981 keV, elektronlar için 84,6589 keV ve protonlar için 83,5287 keV dur. Hesaplamalarda "variance azaltma" teknikleri kullanılmamıştır. Klinikte kullanılan proton enerji sınırı 250 MeV dir. Hesaplamalarda, 15-250 MeV tek enerjili protonlar ve 0-10 T arasında büyüklüğe sahip boyuna manyetik alan kullanılmıştır. Boyuna manyetik alanın yönü pencil beam proton demetinin ilerleme yönüne paralel alınmıştır. Simülasyonlarda kullanılan su fantomu 0,1x0,1x0,1 mm³ hacme sahip vokseller ile doldurulmuş, 10x10x10 cm³ boyutundadır. Su fantomundan alınan dozimetrik veriler DOSXYZnrc formatında 3B doz dosyası olarak alınmaktadır. Bu çıktılar, Matlab R2020a' da yazılan kod ile değerlendirilmiştir. Simülasyon geometrisi Şekil 1' de verilmiştir.

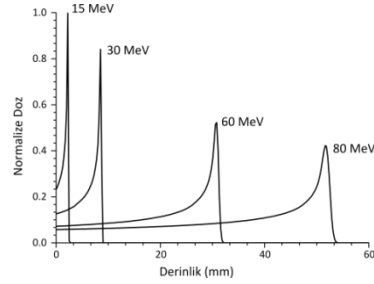


Şekil 1. Simülasyon Geometrisi

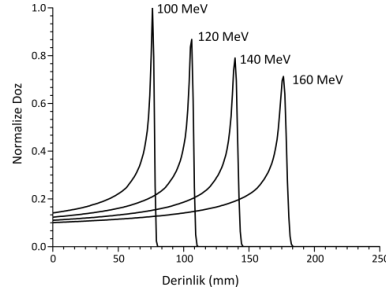
3. Bulgular

Proton pozitif yüklü ağır bir parçacık olduğu için madde içerisinden geçerken ortamın atomlarının çekirdekleri ve elektronlar ile Coulomb etkileşimi yaparlar. Protonlar, elektronlara kıyasla küçük açılarla saçılarak

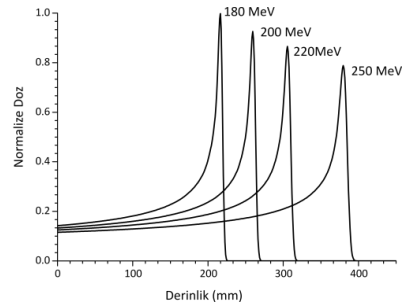
ilerler ve enerji kaybeder. Kaybettiği enerji yükü ile doğru orantılı olup doku içindeki hızının karesi ile ters orantılıdır. Enerji kaybı nedeniyle proton doku içerisinde yavaşlar. Protonun menzilin sonuna doğru kaybettiği enerjide gözlenen ani artışa Bragg piki adı verilir. Bu derinlikteki hedef tümör üzerine maksimum doz bırakılmış olur. Boyuna manyetik alan uygulanmadan önce, 15-250 MeV aralığındaki enerjilere sahip proton demetleri için elde edilen Bragg piki eğrileri Şekil 2a, Şekil 2b ve Şekil 2c' de verilmiştir.



Şekil 2a. Boyuna manyetik alan yokken, 15-80 MeV enerjili Proton demetinin Bragg piki eğrileri

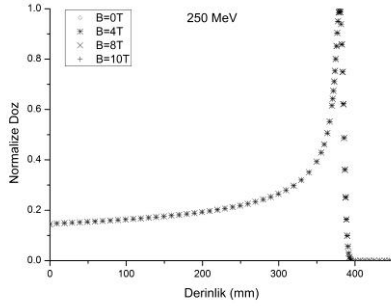


Şekil 2b. Boyuna manyetik alan yokken, 100-160 MeV enerjili Proton demetinin Bragg piki eğrileri



Şekil 2c. Boyuna manyetik alan yokken, 180-250 MeV enerjili Proton demetinin Bragg piki eğrileri

0-10 T büyüklüğüne sahip boyuna manyetik alanların, Proton Bragg piki konumları üzerindeki etkileri incelenmiştir. Elde edilen sonuçlardan Bragg piki konumlarının boyuna manyetik alanın büyüklüğüne bağlı olmadıkları görülmüştür. Şekil 3'de 0 T, 4,0 T, 8,0 T ve 10 T boyuna manyetik alan altında, 250 MeV enerjili Proton demeti için elde edilen Bragg piki eğrisi verilmiştir.

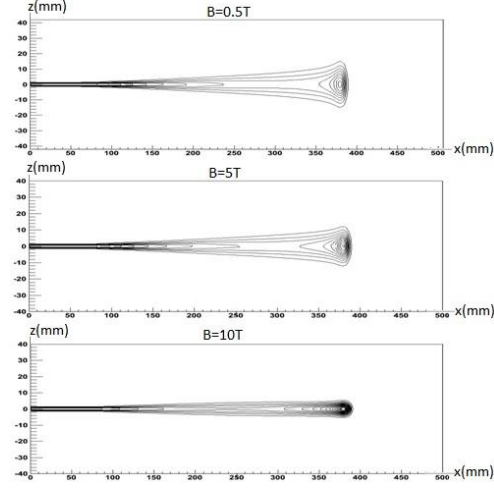


Şekil 3. Boyuna manyetik alanın 250 MeV proton demeti Bragg piki konumu üzerine etkisi.

Yükü q olan bir parçacık, belli bir açı altında manyetik alan içerisine girdiğinde, Lorenz kuvvetinin etkisinde kalır ($\vec{F} = q\vec{v} \times \vec{B}$). Bu kuvvetin etkisi ile yüklü parçacık, manyetik alana paralel helikal bir yörüngede hareket etmeye başlar. Burada q (C) parçacığın yükünü, \vec{v} (m/s) parçacığın hızını ve \vec{B} (T) manyetik alan şiddetini göstermektedir. Ortam içerisinde Coulomb etkileşmesi ile küçük açılarda saçılan proton demeti uygulanan boyuna manyetik alanın etkisiyle demet merkezine doğru çekilir ve proton demeti içeri doğru büzülmeye başlar.

Şekil 4' de boyuna manyetik alan etkisi altında proton demetinde meydana gelen daralma gösterilmiştir. 250 MeV enerjili proton demetinin ilerleme doğrultusuna dik yz düzleminde saçılan protonların, demet doğrultusuna paralel 0,5 T, 5,0 T ve 10 T değerindeki boyuna manyetik alan varlığında Lorenz kuvveti etkisi ile burulup, demet

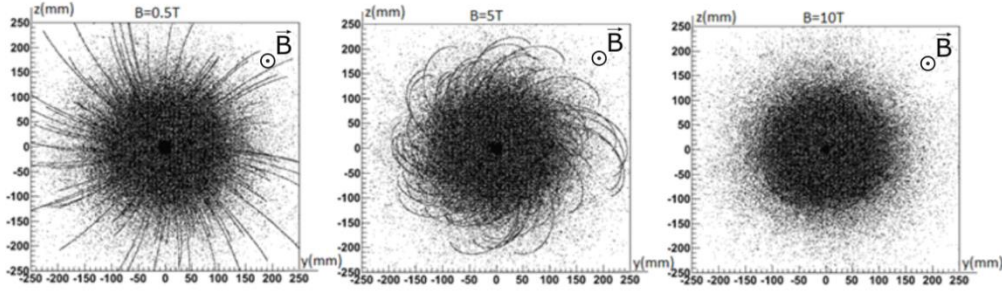
merkezine doğru bükülmeleri Şekil 5' de verilmiştir.



Şekil 4. Sırasıyla 0,5 T, 5,0 T ve 10 T büyüklüğünde boyuna manyetik alan içinde 250 MeV enerjili proton demetinde meydana gelen daralma

4. Tartışma ve Sonuç

Boyuna manyetik alan uygulanmadan önce, doku eşdeğeri su fantomu içerisinde 15-250 MeV enerjili proton demetlerine ait Bragg piki konumları elde edilmiştir. Büyüklüğü 0-10 T aralığında olan boyuna manyetik alan proton demeti üzerine uygulanmış ve elde edilen sonuçlardan Bragg piki konumlarının boyuna manyetik alanın büyüklüğüne bağlı olmadıkları görülmüştür (Şekil 3). Doku içerisinde Coulomb etkileşmeleri sonucu küçük açılarda saçılmaya uğrayan proton demeti, belirli bir alana dağılarak doz dağılımını bozmakta ve sağlıklı dokunun zarar görme ihtimalini arttırmaktadır. Büyüklüğü, 0,5 T, 5,0 T ve 10 T olan boyuna manyetik alan etkisi altında, saçılmaya uğrayan protonların demet merkezine doğru burulmaları sonucu doz dağılımı homojen hale gelmekte ve sağlıklı doku daha fazla korunmaktadır (Şekil 5).



Şekil 5. Sırasıyla, büyüklüğü 0,5 T, 5,0 T ve 10 T olan boyuna manyetik alan içinde proton demetinin, demet merkezine doğru burulması.

0,5 T büyüklüğünde boyuna manyetik alan altında, demet ucundaki doz alanının ortalama yarıçapı 12 mm iken, 10 T büyüklüğünde boyuna manyetik alan altında yarıçap 0,2 mm ye düşmektedir. Dozun daha küçük alana toplanması, demet ucundaki doz değerini arttırmaktadır. Boyuna manyetik alan etkisi altında proton demetinde meydana gelen daralma, proton demetinin, baş-boyun tümörleri, santral sinir sistemi tümörleri, göz malign orbital tümörleri tedavilerinde, küçük tümör alanlarına odaklanmasının daha hassas yapılmasına olanak verecektir. Böylece tümör hacmi içerisine istenilen maksimum doz uygulanırken, tümörü çevreleyen ve tümör arkasında kalan sağlıklı doku korunacaktır.

Teşekkür

Bu çalışmada, Dokuz Eylül Üniversitesi kampüs lisansına sahip MATLAB programı kullanılmış olup Dokuz Eylül Üniversitesi'ne teşekkürlerimi sunarım.

Kaynakça

- [1] Wilson, R. R., 1946. Radiological use of fast protons. *Radiology*, Cilt. 47(5), s. 487-491. DOI: 10.1148/47.5.487
- [2] Earl, M. A., & Ma, L. 2002. Depth dose enhancement of electron beams subject to external uniform longitudinal magnetic fields: A Monte Carlo study. *Medical physics*, Cilt. 29(4), s. 484-491. DOI: 10.1118/1.1461374
- [3] Bielajew, A. F. 1993. The effect of strong longitudinal magnetic fields on dose deposition from electron and photon beams. *Medical physics*, Cilt. 20(4), s. 1171-1179. DOI: 10.1118/1.597149
- [4] Nardi, Eran, and Gideon Barnea., 1999 Electron beam therapy with transverse magnetic fields, *Medical physics*, Cilt. 26(6), s. 967-973. DOI: 10.1118/1.598490
- [5] Nardi, Eran, and Reinhard Schulte 2000, Confining proton beams with longitudinal magnetic fields: Monte Carlo calculations, *Medical physics*, Cilt. 27(10), s. 2369-2371. DOI: 10.1118/1.1308086

- [6] Fix, Michael K., et al. 2013 Macro Monte Carlo for dose calculation of proton beams, *Physics in Medicine & Biology*, Cilt. 58(7) s. 2027. DOI: 10.1088/0031-9155/58/7/2027
- [7] Jan, Sébastien, et al. 2004 GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT, *Physics in Medicine & Biology*, Cilt. 49(19), s. 4543. DOI: 10.1088/0031-9155/49/19/007
- [8] Arce, Pedro, et al. 2008 GAMOS: A Geant4-based easy and flexible framework for nuclear medicine applications, *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*. IEEE, 19-25 October, Dresden 3162-3168.
- [9] Dubois, Pedro Arce, et al. 2021 A tool for precise calculation of organ doses in voxelised geometries using GAMOS/Geant4 with a graphical user interface, *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, Cilt. 27(1), s. 31-40. DOI: 10.2478/pjmpe-2021-0005
- [10] Amato, Ernesto, et al. 2020 Full Monte Carlo internal dosimetry in nuclear medicine by means of GAMOS, *Journal of Physics: Conference Series*, Cilt. 1561(1), s. 012002. DOI: 10.1088/1742-6596/1561/1/012002