



POLİTEKNİK DERGİSİ

JOURNAL of POLYTECHNIC

ISSN: 1302-0900 (PRINT), ISSN: 2147-9429 (ONLINE)

URL: <http://dergipark.gov.tr/politeknik>



Baş plaka fantomunda kullanılan biyomalzemelerde oluşan ikinci pikin proton bragg pikine etkisi

The effect of the second peak formed in biomaterials used in a slab head phantom on the proton bragg peak

Yazar(lar) (Author(s)): Fatih EKİNCİ¹, Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR²

ORCID¹: 0000-0003-1011-1105

ORCID²: 0000-0002-7911-7863

Bu makaleye şu şekilde atıfta bulunabilirsiniz(To cite to this article): Ekinci F. ve Bölükdermi M.H., “Baş plaka fantomunda kullanılan biyomalzemelerde oluşan ikinci pikin proton Bragg pikine etkisi”, *Politeknik Dergisi*, 23(1): 129-136, (2020).

Erişim linki (To link to this article): <http://dergipark.gov.tr/politeknik/archive>

DOI: 10.2339/politeknik.523001

Baş Plaka Fantomunda Kullanılan Biyomalzemelerde Oluşan İkinci Piki Proton Bragg Pikine Etkisi

Araştırma Makalesi / Research Article

Fatih EKİNCİ¹, Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR^{2*}

¹Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi, Türkiye

²Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Gazi Üniversitesi, Türkiye

(Geliş/Received : 06.02.2019 ; Kabul/Accepted : 12.03.2019)

ÖZ

Bu çalışmada Monte Carlo benzetimi ile biyomalzemeli baş plaka fantomunda terapötik enerji aralığında kalan 160-220 MeV'lik protonların Bragg eğrileri hesaplanmıştır. Biyomalzeme olarak Ti₆Al₄V, Co-Ni-Cr-Mo, Al₂O₃, Paslanmaz Çelik, Nital, Vitallium ve Teflon seçilmiş, biyomalzeme türünün ve kalınlığının Bragg eğrisi üzerine etkisi incelenmiştir. Protonlar az yoğunundan daha yoğun bir katmana geçerken Bragg eğrisinde ikinci bir pik oluşur. Baş-plaka fantomunda ikinci pik ve genliğinin Bragg piki üzerine etkisi de incelenmiştir. Kortikal kemik kalınlığı arttıkça Bragg piki konumunun % 0,47-3,3 arasında azaldığı görülmüştür. Proton enerjisi arttıkça ikinci piki genliğinin ve Bragg pik konumuna etkisinin azaldığı görülmüştür. Kullanılan biyomalzemeler içerisinde kortikal kemiğe en yakın biyomalzemenin teflon olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Proton tedavisi, biyomalzeme, bragg piki, baş plaka fantomu.

The Effect of the Second Peak formed in Biomaterials used in a Slab Head Phantom on the Proton Bragg Peak

ABSTRACT

In this study, Bragg curves of 160-220 MeV protons in the therapeutic energy range were calculated with Monte Carlo simulation. Ti₆Al₄V, Co-Ni-Cr-Mo, Al₂O₃, Stainless Steel, Nital, Vitallium and Teflon were selected as biomaterials and the effect of biomaterial type and thickness on Bragg curve was investigated. A second peak is formed when protons pass from a less dense to a denser layer. The effect of the second peak and amplitude on the Bragg peak is also investigated in the slab head phantom. It has been seen that as the cortical bone thickness increases, the Bragg peak position decreases by 0.47-3.3%. As the proton energy increased, the amplitude of the second peak and the effect of the Bragg peak position decreased. The biomaterial which gives the closest results to the cortical bone among the biomaterials used was found to be Teflon.

Keywords: Proton therapy, biomaterial, bragg peak, slab head phantom.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Protonların radyoterapide kullanımı ilk defa 1946'da Robert Wilson tarafından önerilmiştir [1]. Lawrence ve ark. protonların tedavi amacıyla kullanılması için ilk araştırmalara 1954'de başlamıştır [2]. Protonların ilk hasta temeli çalışmaları 1990'da Loma Linda Üniversitesinde başlanmıştır [3].

Proton pozitif yüklü ağır bir parçacık olduğundan madde içinde ilerlerken küçük açılarla saçılma yaparak enerjisini yavaş fakat sürekli kaybeder. Bragg piki protonların enerji kaybetme hızının en yüksek olduğu yerde oluşur. Tümör hacminden dolayı sadece tek enerji değerli proton demetinin hedefe gönderilmesi yetersiz kalmaktadır. Dolayısıyla değişik enerjilerdeki proton demetlerinin hedefe gönderilmesi gerekir [4]. Carlsson ve ark. 1997'de 50-250 MeV enerjili protonlar için suda Bragg eğrilerini Monte Carlo PTRAN kodu programı ve analitik hesap yöntemiyle hesaplamış Bragg piki

konumlarını bulmuştur [5]. Hall ve ark.1978'de 160 MeV enerjili protonlar için suda Bragg eğrilerini Harvard siklotron hızlandırıcısında çalışmış, Bragg piklerini bulmuşlardır [6]. Li ve ark. 2005'de 120-250 MeV enerjili protonların Bragg eğrilerini Monte Carlo kodlu Geant3 benzetim programı yardımıyla hesaplamış, Bragg piklerini bulmuşlardır [7]. Seravalli ve ark. 2012'de 90-200 MeV enerjili protonların Bragg eğrilerini su fantomda Monte Carlo kodlu FLUKA, GATE, MCNPX ve PHITS benzetim programları yöntemiyle hesaplayıp Bragg piklerini bulmuşlardır [8].

Kranyoplasti uygulaması, kafatasında farklı birçok nedenle eksik veya kusurlu olan kemik parçasının cerrahi yöntemle tekrar yerine yerleştirilmesi veya oraya uygun başka bir biomalzeme ile giderilmesidir [9, 10]. İdeal kranyoplasti materyali, ısıya dayanıklı, biyomekanik olarak uygun, ucuz, dokular ile uyumlu olup komplikasyona sebep olmayan, kortikal kemikle yaklaşık eşit ağırlıkta, kanserojen olmayan ve kolayca steril edilip kusurlu kısmı tam oturarak kapatan

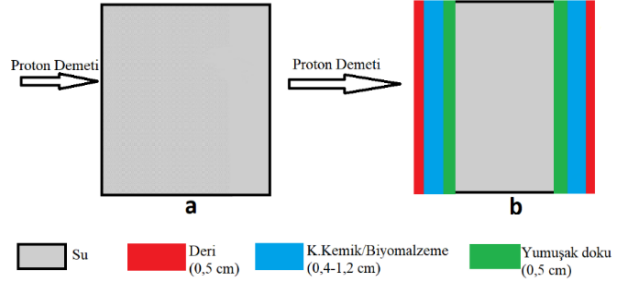
*Sorumlu Yazar (Corresponding Author)
e-posta : bolukdemir@gmail.com

özelliklerde olmalıdır [11]. Seramik kullanımı kranyoplasti uygulamalarında oldukça yenidir [12]. Al_2O_3 seramik biyomalzeme yaygın olarak kullanılmaktadır [13, 14]. Minimal korozyon özelliği olan vitallium (Co-Cr-Mo) diş implantı olarak kullanılmaktadır [15]. Bileşik biyomalzemelerin saf biyomalzemelere göre çok az doku komplikasyonu verdiğini gösteren hayvanlarda yapılan uygulamalardan sonra, vitallium kranyoplastide çok kullanılmaya başlanmıştır [10, 16]. Titanyum ve alaşımları (özellikle Ti_6Al_4V ve $TiNi$) mekanik, yüksek dirençli korozyon ve biyouyumluluk özelliklerinden dolayı ortopedik uygulamalarda yoğun olarak kullanılmaktadır [17-19]. Teflon biyomateryali polimerik özelliğe sahip olmasından dolayı başlıca vasküler alanda olmak üzere sıklıkla kullanılmaktadır [20, 21]. Co-Ni-Cr-Mo alaşımı korozyon direncinin çok iyi olması, kırılma olasılığı olan ve stres yoğunluklu bölgelerde uzun ömürlü olmasından dolayı sıklıkla kullanılmaktadır [22]. Metalik özellikli biyomalzeme olan paslanmaz çelik farklı kemik kusurlarının giderilmesi işlemlerinde genellikle kullanılmaktadır [23].

İnsan vücudu büyük oranda su içerdiğinden radioterapi planının doğrulukla yapılabilmesi için su fantom hesaplamaları önemlidir. Proton demeti su molekülünü oluşturan hidrojen ve oksijen atomlarının yörünge elektronlarıyla Coulomb etkileşmesi yaparak enerjisini adım adım ve sürekli kaybeder [24]. Bu çalışmada, su fantomu için 160, 180 ve 200 MeV'lik protonların Bragg eğrileri hesaplanıp, literatürdeki benzer hesaplamalarla karşılaştırılmıştır. Sonuçların kabul edilebilir sapma değerleri içinde olduğu görülmüştür. Son olarak, kortikal kemik yerine biyomalzeme olarak kullanılan ve kullanıma potansiyeli olan Ti_6Al_4V , Co-Ni-Cr-Mo, Al_2O_3 , Paslanmaz Çelik (Fe-Ni-Cr), Nital (TiNi), Vitallium (Co-Cr-Mo) ve Teflon (F-C) için Bragg eğrileri ve pik konumları elde edilmiştir. Kortikal kemik kalınlığının yaşa, cinsiyete ve genetiğe göre değişim aralığı göz önüne alınarak bu malzemeler için 0,4; 0,6; 0,8; 1,0 ve 1,2 cm kalınlıklar dikkate alınmıştır. Kortikal kemik sonuçları ile biyomalzemelerden elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

2. MATERYAL VE METOD (MATERIAL and METHOD)

Protonların hedef materyal içindeki Linear Enerji Transferi (LET) hesaplamaları Monte Carlo tabanlı TRIM (TRansport of Ions in Matter) benzetim programı yardımıyla gerçekleştirilmiştir. TRIM, iyon-atom çarpışmaları için kuantum mekaniksel yöntemleri kullanarak hedef içinde iyonların durdurma gücünü ve menzillerini hesaplayan bir programdır. TRIM, iyonizasyon başta olmak üzere iyonların enerji kayıp süreçleri ile ilgili bütün kinetik olayları hesaba katar [25].



Şekil 1. a) Su fantomu, b) kortikal kemik veya biyomalzeme için baş-plaka fantom kesiti (a) Water phantom, b) A slab head phantom section for cortical bone or biomaterials)

Hesaplamalarda istatistiksel sapmalar kabul edilebilir sınırlar içinde olacak şekilde proton demeti (10^5 proton) hedefe gönderilmiştir. Şekil 1.'de gösterildiği gibi hesaplamalar iki durum göz önüne alınarak yürütülmüştür. Birincisi su fantomu, ikincisi insan baş fizyolojisi dikkate alınarak kortikal kemik ve kortikal kemik yerine kullanılan biyomalzemeleri içeren baş plaka kesitidir. Deri ve yumuşak doku için SRIM veri tabanındaki özellikler kullanılarak 0,5 cm sabit kalınlık alınmıştır. ICRU 44 raporunda suyun yoğunluğu $1,0 \text{ g/cm}^3$ ve beynin yoğunluğu $1,03 \text{ g/cm}^3$ olduğundan hemen hemen benzer olduğu bildirilmiştir [4]. Bu nedenle hesaplamalarda beyin yerine su dikkate alınmıştır. Kortikal kemik ve biyomalzemeler için kalınlık 0,4-1,2 cm aralığında 0,2 cm aralıklarla artırılmıştır. Kortikal kemik ve biyomalzemelerin atomik yüzdeleri, atomik yoğunlukları ve yoğunlukları

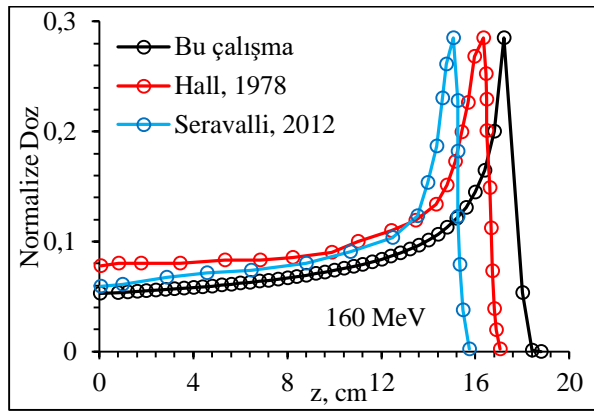
Çizelge 1. Kortikal kemik ve biyomalzemelerin atomik yüzdesi, atomik yoğunluğu ve yoğunluğu [25] (Atomic percentage, atomic density and density of cortical bone and biomaterials)

Biyomalzeme	Atomik yüzde (%)	Atomik yoğunluk, $\times 10^{22}$ atom/cm ³	Yoğunluk, g/cm ³
K. Kemik	H 3,4; O 43,5; C 15,5; N 4,2; S 0,3; Ca 22,5; P 10,3; Mg	9,946	1,920
Teflon	C 33,3; F 66,6	7,599	2,200
Ti_6Al_4V	Ti 64,3; Al 24,1; V 11,4	6,175	4,429
Al_2O_3	Al 47; O 52,9	10,960	3,970
P. Çelik	Cr 8; Ni 18; Fe 74	8,595	8,000
Vitallium	Cr 30; Mo 5; Co 65	8,673	8,455
Co-Ni-Cr-Mo	Co 36,8; Ni 36,8; Cr 21; Mo 5,26	8,738	8,609
Nital	Ti 49,4; Ni 50,6	7,599	6,733

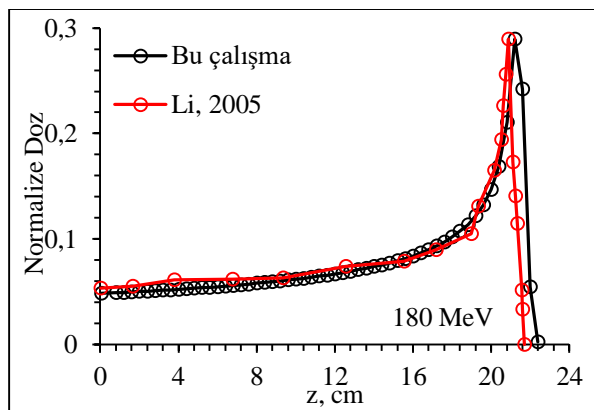
SRIM bileşikler veri tabanından elde edilmiş ve Çizelge 1'de verilmiştir.

3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA (RESULTS AND DISCUSSION)

Şekil 1a. göz önüne alınarak yapılan çalışma, hesaplamaların literatürle uyumunu göstermek ve doğruluğunu test etmek içindir. Bu nedenle 160, 180, 200 MeV enerjili protonların su fantomu içindeki maksimum doza normalize edilmiş Bragg eğrileri literatürde yapılan çalışmalarla karşılaştırılmıştır (Şekil 2-4). 160 MeV'lik protonların Bragg eğrileri göz önüne alındığında Seravalli ve ark. Monte Carlo kodlu FLUKA, GATE, MCNPX ve PHITS benzetim programları yöntemi ile hesaplama yapmış ve Bragg pikini 15,1 cm olarak bulmuşlardır [8]. Hall ve ark. ise Harvard siklotron hızlandırıcısında deneysel olarak Bragg pikini 16,3 cm bulmuşlardır [6].



Şekil 2. Su fantomda 160 MeV'lik protonların Bragg eğrileri (Bragg curves of 160 MeV protons in water phantom) [6, 8].

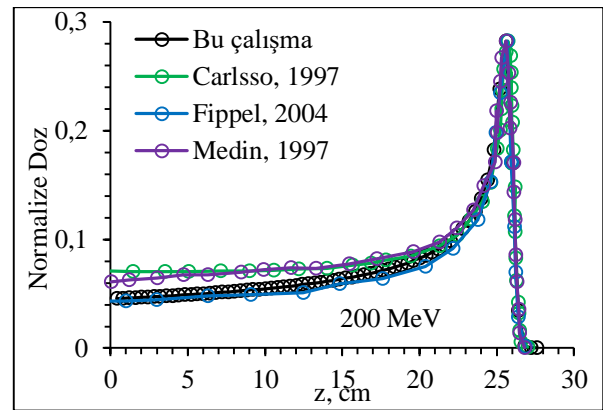


Şekil 3. Su fantomda 180 MeV'lik protonların Bragg eğrileri (Bragg curves of 180 MeV protons in water phantom) [6, 8].

Bu çalışma ile elde edilen değer ise 17,2 cm 'dir ve referans çalışmalarla sırasıyla % 13,9 ve % 5,5 kadar sapma mevcuttur. İki referans çalışma karşılaştırıldığında ise %7,9 kadar sapma söz konusu

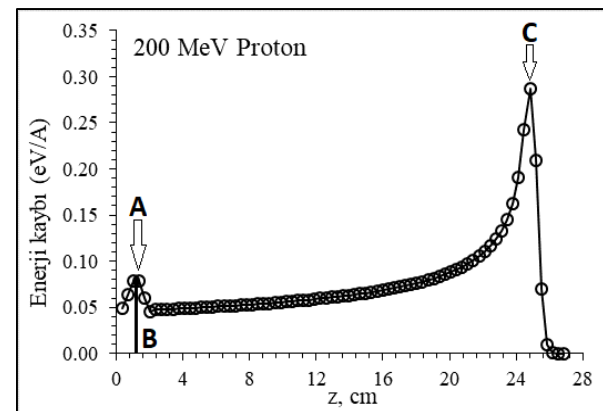
olduğu görülmektedir. Yani, bu çalışmanın deneysel sonuçla uyumu Seravalli ve ark.'nın sonuçlarına göre daha iyidir. 180 MeV'lik protonların Bragg eğrileri göz önüne alındığında Li ve ark. Monte Carlo kodlu Geant3 benzetim programı ile hesaplama yapmış ve Bragg pikini 20,9 cm olarak bulmuşlardır [7]. Bu çalışma ile 180 MeV'lik protonlar için elde edilen değer ise 21,2 cm 'dir ve maksimum % 1,4 kadar sapma mevcuttur.

200 MeV'lik protonların Bragg eğrileri göz önüne alındığında sırasıyla Carlsson ve ark. Fippel ve ark. ve Medin ve ark.'nın elde ettiği Bragg piki değerleri sırasıyla 25,7 cm, 25,7 cm ve 25,6 cm'dir [5,27, 28]. Bu çalışmada elde edilen değer ise 25,6 cm'dir ve sırasıyla % 0,4 ve % 0 kadar sapma mevcuttur.



Şekil 4. Su fantomda 200 MeV'lik protonların Bragg eğrileri (Bragg curves of 200 MeV protons in water phantom) [6, 8].

Karşılaştırmalar doğrultusunda genelde elde edilen sonuçlardaki farkın kayda değer olmadığı ve medikal alanda kabul edilebilir sınırların (<5%) içerisinde olduğu açıkça görülmektedir. Kabul edilir farkın üzerinde olan sapmalar inhomojenite etkileri ve Monte Carlo tabanlı olasılıkları göz önüne aldığımız da literatürde kabul edilebilir sınırlar içerisinde. Hesaplarımızın literatürdeki çalışmalarla uyumlu olduğu görülmüştür.



Şekil 5. Bragg eğrisi parametreleri: İkinci pik (A), genliği (B) ve Bragg piki (C) (Bragg curve parameters: Second peak (A), its amplitude (B) and Bragg peak (C))

Baş plaka kesitinde (Şekil 1b) kortikal kemik ve kortikal kemik yerine kullanılan biyomalzemeler için hesaplanan Bragg eğrisi parametreleri Şekil 5.'de verilen A ikincil pik, B ikincil pik genliği ve C Bragg pik değerleridir. İkincil pik, protonların sudan daha yoğun olan kortikal kemik vb. bir bölgeye girmesiyle oluşan bir piktir. Kortikal kemik kalınlığının insanlardaki değişim aralığı göz önüne alınarak bu malzemeler için 0,4; 0,6; 0,8; 1,0 ve 1,2 cm kalınlıklar göz önüne alınmıştır.

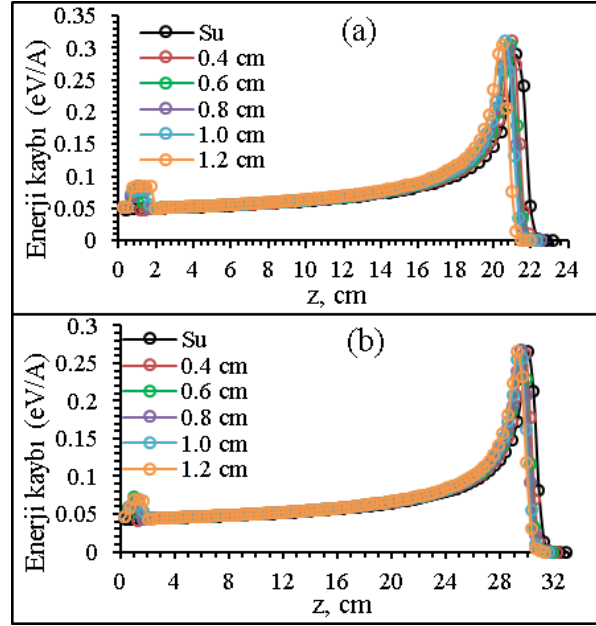
Bragg pikinin suda ve sudan daha yoğun olan kortikal kemikteki davranışının anlaşılması biyomalzemeleri değerlendirebilmemiz için gereklidir. Bu nedenle, Şekil 1a. ve 1b.'deki kesitlere göre bragg eğrileri hesaplanarak bulunan Bragg pik değerleri Çizelge 2.'de verilmiştir. Sonuç olarak, Bragg piki 0,4 cm Kortikal kemik kalınlığında ortalama 0,3 cm azalırken 1,2 cm kalınlıkta ortalama 0,7 cm azalmaktadır. Kortikal kemik kalınlığı arttıkça Bragg pikinde yaklaşık % 0,5-3,3 arasında bir fark oluşmaktadır. Söz konusu hesaplamalar MC doğası gereği bir olasılık içermektedir. Önemli olan sonuçların %5'lik farkın altında çıkması ve tekrar hesaplandığında tutarlılık göstermesidir. Literatürde daha büyük farkların söz konusu olduğu görülmektedir.

Kortikal kemiğin Bragg pik konumundaki azalma ve ikinci pik sonuçlarının Şekil 6.'da 180 ve 220 MeV enerjili Bragg eğrileri grafiğinde gösterilmiştir. Sonrasında yapılan hesaplamaların benzeri seçilmiş bütün biyomalzemeler için tekrarlanmıştır. Elde edilen sonuçlar ve değerlendirmesi aşağıda verilmiştir.

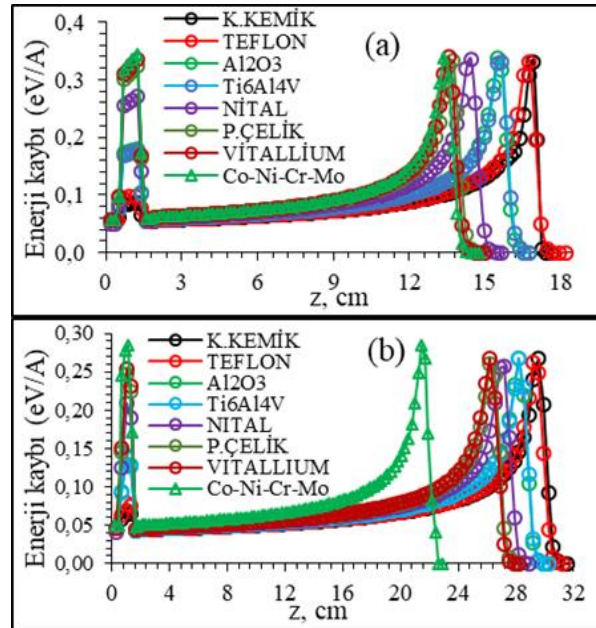
Çizelge 2. Şekil 1a ve 1b'ye göre Proton demetinin su ve 5 farklı kalınlıkta kortikal kemik için Bragg pik konumları (Bragg peak positions of the proton beam for water and cortical bone with 5 different thicknesses according to Figure 1a and 1b)

Proton enerjisi, MeV	0cm	0,4cm	0,6cm	0,8cm	1,0cm	1,2cm
160	17,2	17,1	16,9	16,7	16,7	16,7
180	21,2	21,1	20,9	20,8	20,6	20,5
200	25,6	25,2	25,2	24,9	24,8	24,8
220	30,0	29,8	29,5	29,6	29,6	29,2

Seçilen 7 farklı biyomalzeme için protonların Bragg eğrileri Şekil 1b'deki baş-plaka kesiti göz önüne alınarak hesaplanmıştır. Biyomalzeme kalınlıkları kortikal kemikte olduğu gibi 0,4-1,2 cm aralığında alınmıştır. Elde edilen sonuçlar referans olarak kabul ettiğimiz kortikal kemik değerleri ile karşılaştırılmıştır. Hesaplamalardan elde edilen Bragg pik konumu sonuçları Çizelge 3.'de, ikinci pik ve genlik değerleri Çizelge 4.'de verilmiştir.



Şekil 6. a) 180 MeV ve b) 220 MeV enerjili protonların su fantom ve baş-plaka kesiti için Bragg eğrileri (Bragg curves for water phantom and the slab head phantom of a) 180 MeV and b) 220 MeV protons)



Şekil 7. 0,8 cm kalınlıklı kortikal kemik ve biyomalzemeli baş-plaka kesiti için a) 160 ve b) 220 MeV enerji protonların Bragg eğrileri (Bragg curves of a) 160 MeV and b) 220 MeV protons for a slab head phantom with 0,8-cm-thick cortical bone and biomaterials)

3.1. Bragg Pikleri (Bragg Peaks)

Çizelge 3.'de verilen hesaplama sonuçlarına göre, kortikal kemik ile biyomalzeme sonuçları karşılaştırıldığında, teflonda seçilen her kalınlık için (% 0,5-3,3 arasında bir fark oluşmaktadır. Söz konusu hesaplamalar MC doğası gereği bir olasılık içermektedir. Önemli olan sonuçların %5'lik farkın altında çıkması ve tekrar hesaplandığında tutarlılık göstermesidir. Literatürde daha büyük farkların söz konusu olduğu görülmektedir.

3- 0,4 azalış ile) yaklaşık aynı Bragg pik konumu elde edilmiştir. Al₂O₃ ise 0,4 cm kalınlıkta % 2,4-4,7; 0,6 cm'de % 3,1-4,7; 0,8 cm'de % 4-7; 2; 1 cm'de % 5,7-9,6 ve 1,2 cm'de % 6,8-15,6 Bragg piki konumunda bir azalışa sebep olmaktadır. Yani kalınlık arttıkça Bragg pik konumundaki azalma % 0,4'den % 30,5'e kadar uzanmaktadır. Ti6Al4V'de yaklaşık Al₂O₃'e benzer bir davranış sergilemektedir. Yine kalınlık arttıkça % 2'den % 15'e kadar uzanan bir pik konum azalmasına neden olmuştur. Nital ise % 3,6 ile % 22,8'lik bir azalmaya sebep olmuştur. Paslanmaz çelik % 5,4-28,1 arası,

Vitalium % 2-30,2 arası ve son olarak Co-Ni-Cr-Mo % 5,8-30,5 arası bir oranda Bragg piki konumun azalmaya sebep olmuştur. Genel olarak aynı kalınlıkta enerji arttıkça Bragg pik konumundaki azalma miktarı düşmektedir. Şekil 7.'de kortikal kemik ve bütün biyomalzemelerin 0,6 cm kalınlıkta 160 ve 220 MeV enerjili protonlar için Bragg pikinde yaptığı azalma gösterilmiştir.

Çizelge 3. 5 farklı kalınlık için kortikal kemik ve biyomalzemelerde protonların Bragg pik konumları (Bragg peak positions of protons in cortical bone and biomaterials for 5 different thicknesses).

Enerji, MeV	K. Kemik	Teflon	%hata	Al ₂ O ₃	%hata	Ti6Al4V	%hata	Nital	%hata	P. Çelik	%hata	Vitalium	%hata	CoNiCrMo	%hata
0,4cm için															
160	17,1	17,1	0,0	16,3	4,7	16,4	4,1	16,0	6,4	15,5	9,4	16,6	2,9	15,3	10,5
180	21,1	21,0	0,5	20,3	3,8	20,5	2,8	19,8	6,2	19,4	8,1	19,4	8,1	19,4	8,1
200	25,2	25,3	0,4	24,6	2,4	24,8	1,6	23,9	5,2	23,6	6,3	23,6	6,3	23,6	6,3
220	29,8	29,8	0,0	29,0	2,7	29,1	2,3	28,5	4,4	28,2	5,4	29,2	2,0	27,9	6,4
0,6 cm için															
160	16,9	16,9	0,0	16,1	4,7	16,2	4,1	15,1	10,7	14,6	13,6	14,4	14,8	14,4	14,8
180	20,9	20,9	0,0	20,0	4,3	20,0	4,3	19,0	9,1	18,6	11,0	18,3	12,4	16,5	21,1
200	25,2	25,2	0,0	24,2	4,0	24,2	4,0	23,2	7,9	22,9	9,1	22,6	10,3	22,3	11,5
220	29,5	29,4	0,3	28,6	3,1	28,9	2,0	27,9	5,4	27,2	7,8	27,2	7,8	26,9	8,8
0,8 cm için															
160	16,7	16,7	0,0	15,5	7,2	15,7	6,0	14,4	13,8	13,7	18,0	13,6	18,6	13,4	19,8
180	20,8	20,5	1,4	19,6	5,8	19,5	6,3	16,7	19,7	16,5	20,7	16,5	20,7	16,5	20,7
200	24,9	24,8	0,4	23,9	4,0	23,9	4,0	22,4	10,0	21,7	12,9	21,8	12,4	21,5	13,7
220	29,6	29,2	1,4	28,2	4,7	28,2	4,7	27,2	8,1	26,2	11,5	26,2	11,5	26,2	11,5
1,0 cm için															
160	16,7	16,6	0,6	15,1	9,6	15,1	9,6	13,7	18,0	12,8	23,4	12,6	24,6	12,4	25,7
180	20,6	20,4	1,0	19,0	7,8	19,2	6,8	16,7	18,9	16,6	19,4	16,6	19,4	19,4	5,8
200	24,8	24,8	0,0	23,1	6,9	23,5	5,2	23,9	3,6	20,9	15,7	20,6	16,9	20,8	16,1
220	29,6	29,2	1,4	27,9	5,7	27,9	5,7	26,2	11,5	23,0	22,3	25,2	14,9	25,2	14,9
1,2 cm için															
160	16,7	16,2	3,0	14,7	12,0	14,7	12,0	12,9	22,8	12,0	28,1	11,8	29,3	11,6	30,5
180	20,5	20,3	1,0	17,3	15,6	18,8	8,3	16,7	18,5	15,8	22,9	15,6	23,9	15,5	24,4
200	24,8	24,4	1,6	22,9	7,7	23,5	5,2	21,0	15,3	20,0	19,4	17,3	30,2	17,3	30,2
220	29,2	29,2	0,0	27,2	6,8	27,9	4,5	23,4	19,9	23,2	20,5	22,9	21,6	22,9	21,6

3.2. İkinci Pik ve Genlikleri (Secondary Peak and Amplitudes)

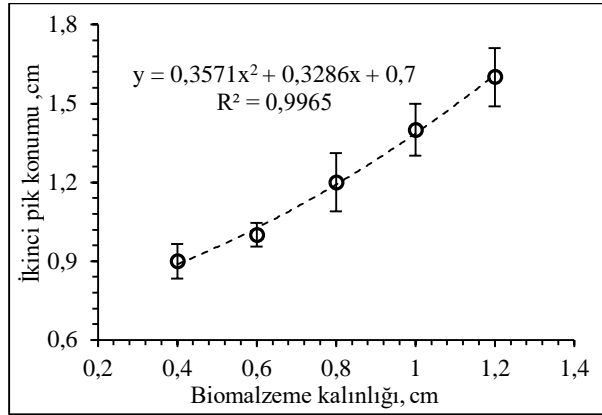
Çizelge 4.'de verilen hesaplama sonuçlarına göre, Proton demeti farklı yoğunluğa sahip katmanlı yapı boyunca ilerlerken az yoğun dan çok yoğun ortama geçtiğinde ikinci pik oluşmaktadır. Kortikal kemik referans alınarak biyomateriyallerden elde edilen ikinci pik sonuçları değerlendirilmiştir. Biyomalzemelerin sebep olduğu ikinci piklerin genliği kortikal kemiğe göre ciddi artışlar göstermektedir (Çizelge 4). Bu artış en az Teflonda % 0-15 arası, en çok Co-Ni-Cr-Mo'da % 176-323 arasında görülmektedir. Protonların enerjisi göz önüne

alındığında ise genelde enerji arttıkça ikinci pik genlikleri her biyomalzemede azalmaktadır. Aynı proton enerji değerinde ise kalınlık arttıkça (0,4→1,2 cm) ikinci pik genlikleri de artmaktadır. Aynı kalınlıkta proton enerjisi arttıkça biyomalzemelerin ikinci pik genliklerinin kendi içinde düzenli olarak azalmaktadır. Teflon'un kortikal kemik ile düzenli bir fark sergilediği ve kortikal kemiğe her kalınlık değerinde en yakın olan biyomalzeme olduğu görülmüştür. Baş plaka kesit fantomu sırasıyla deri (0,5 cm kalınlıklı), kortikal kemik veya biyomalzeme (kalınlıkları 0,4-1.2 cm aralığında değişmektedir), yumuşak doku ve su'dan oluşmaktadır.

Çizelge 4. Farklı biyomalzeme kalınlıkları için ikinci pik genlikleri (eV/A) (Second peak amplitudes for different biomaterial thicknesses).

Enerji, MeV	K.Kemik	Teflon	%hata	Al ₂ O ₃	%hata	Ti ₆ Al ₄ V	%hata	Nital	%hata	P.Çelik	%hata	Vitalium	%hata	Co-Ni-Cr-Mo	%hata
0,4 cm için															
160	0.0893	0.0952	7	0.1703	91	0.1655	85	0.2585	189	0.3062	243	0.2119	137	0.3241	263
180	0.0797	0.0875	14	0.1316	72	0.1521	98	0.2282	198	0.2695	251	0.2074	160	0.2832	269
200	0.0783	0.0736	6	0.1243	59	0.1298	66	0.1759	125	0.2060	163	0.2017	158	0.2160	176
220	0.0653	0.0690	6	0.1233	89	0.1220	87	0.1652	153	0.1931	196	0.1049	61	0.2038	212
0,6 cm için															
160	0.0914	0.0976	7	0.1785	95	0.1663	82	0.2645	189	0.3144	244	0.3241	255	0.3312	262
180	0.0841	0.0899	7	0.1765	110	0.1581	88	0.2383	183	0.2824	236	0.2908	246	0.3042	262
200	0.0730	0.0835	14	0.1493	105	0.1471	102	0.2219	204	0.2624	259	0.2700	270	0.2754	277
220	0.0715	0.0732	2	0.1400	96	0.1381	93	0.2079	183	0.2458	234	0.2529	244	0.2602	254
0,8 cm için															
160	0.0863	0.0987	14	0.1799	108	0.1766	105	0.2712	214	0.3244	276	0.3347	288	0.3452	300
180	0.0803	0.0906	13	0.1631	103	0.1581	97	0.2463	207	0.2937	266	0.3026	277	0.3093	285
200	0.0745	0.0835	12	0.1379	85	0.1470	97	0.2256	203	0.2681	260	0.2703	263	0.2843	282
220	0.0686	0.0743	8	0.1291	88	0.1381	101	0.2083	204	0.2460	259	0.2532	269	0.2585	277
1,0 cm için															
160	0.0935	0.1001	7	0.1830	96	0.1796	92	0.2790	198	0.3362	260	0.3472	271	0.3556	280
180	0.0796	0.0914	15	0.1658	108	0.1630	105	0.2516	216	0.3014	279	0.3110	291	0.2853	258
200	0.0791	0.0843	7	0.1521	92	0.1496	89	0.2159	173	0.2749	248	0.2835	258	0.2660	236
220	0.0691	0.0792	15	0.1423	106	0.1401	103	0.2129	208	0.2553	269	0.2604	277	0.2345	239
1,2 cm için															
160	0.0877	0.1009	15	0.1867	113	0.1833	109	0.2881	229	0.3501	299	0.3623	313	0.3713	323
180	0.0851	0.0909	7	0.1687	98	0.1622	91	0.2577	203	0.3105	265	0.3207	277	0.3284	286
200	0.0778	0.0836	7	0.1517	95	0.1496	92	0.2298	195	0.2750	253	0.2913	274	0.2979	283
220	0.0680	0.0776	14	0.1385	104	0.1401	106	0.2151	216	0.2539	273	0.2620	285	0.2701	297

Biyomalzeme kalınlığına göre ikinci piklerin konumunu veren Şekil 8 deki düşey eksen incelendiğinde, pik konumunun kortikal kemik veya biyomalzeme kesitinin son 1-2mm'sinde olduğu daha iyi anlaşılmaktadır. Yani Bragg pikinden sonra en fazla LET'e maruz kalan bölgenin kortikal kemik veya biyomalzemenin kesit sonu (yaklaşık son 1-2 mm'de) olduğunu görülmüştür. Bu bölgeden sonra LET seviyesinin Bragg platosu seviyesine indiği görülmüştür.



Şekil 8. Biyomalzemelerin kalınlığına göre ikinci pik konumları (Second peak positions according to the thickness of biomaterials)

İkinci pik konumlarının aynı kalınlık dikkate alındığında farklı proton enerjileri ve biyomalzemelere göre neredeyse sabit kaldığı (0,065-0,111 cm standart sapma ile) görülmüştür. Fakat Şekil 8.'de görüldüğü gibi malzemenin kalınlığı arttıkça ikinci pik konumları üstel olarak artmaktadır.

5. SONUÇ (CONCLUSION)

Baş plaka kesit fantomu göz önüne alınarak Monte Carlo benzetimi ile 160-220 MeV enerjili protonların Bragg eğrileri hesaplanmıştır. Ayrıca kraniyoplasti uygulamalarında kullanıma potansiyeline sahip biyomalzemelerin Bragg eğrisi üzerindeki etkisi incelenmiştir. Su ve dokulardan daha yoğun olan kortikal kemik ve biyomalzemeler sebebiyle ikinci bir pik oluştuğu görülmüştür. Bu ikinci pikin Bragg pikinden sonra en yüksek ikincil LET bölgesi olduğu ve pikin biyomalzemenin kalınlığı ile arttığı görülmüştür. Ayrıca proton enerjisi arttıkça ikinci pikin genliği azalmaktadır. Kortikal kemik ve biyomalzemelerin kalınlığı Bragg piki konumunu azaltmaktadır. Kortikal kemik yerine kullanılan biyomalzemelerden kemiğe en yakın sonuçlar teflon, titanyum alaşımları (Ti₆Al₄V ve Nital) ve Al₂O₃ seramik alaşımdan elde edilmektedir. Bu sonuçlara göre biyomalzemeli hastalar göz önüne alındığında radyot tedavide kritik öneme sahip doğru doz hesabında biyomalzemenin çeşidi ve kalınlığı da özellikle dikkate alınmalıdır.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- [1] Wilson, R.R., "Radiological use of fast protons", *Radiology*, 47:487-91, (1946).
- [2] Lawrence, J.H., Tobias, C.A., Born, J.I., Mccombs, R.K., Roberts, J.E. and Anger, H.O., "Pituitary irradiation with highenergy proton beams: a preliminary report", *Cancer Res*, 18(2):121-34, (1958).
- [3] Gragoudas, E., Li, W., Goitein, M., Lane, A.M., Munzenrider, J.E. and Egan K.M., "Evidence-based estimates of outcome in patients irradiated for intraocular melanoma", *Arch Ophthalmol*, 120(12):1665-71, (2002).
- [4] Gottschalk, B., "Physics of proton interactions in matter", In: Pagannetti H, editor, *Proton Therapy Physics*, USA: Taylor & Francis Inc.; Chapter 2, p.20-57, (2012).
- [5] Carlsson, A.K., Andrea, P. and Brahme, A. "Monte Carlo and analytical calculation of computerized treatment plan optimization", *Phys. Med. Biol.* 42, 1033-1053, (1997).
- [6] Hall, E.J., Kellerer, A.M., Rossi, H.H. and Lam, Y-M.P. "the relative biological effectiveness of 160 MeV protons-II", *Int. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 4: 1009-1013, (1978).
- [7] Li, J.S., Shahine, B., Fourkal, E. and Ma, C-M., "A particle track-repeating algorithm for proton beam dose calculation", *Phys. Med. Biol.*, 50: 1001-1010, (2005).
- [8] Seravalli, E., Robert, C., Bayer, J., Stichelbaut, F., Kurz, C., Smeets, J., Van, N.T. C., Schaart, D.R., Buvat, K., Parodi, K. and Verhaegen, F., "Monte Carlo calculations of positron emitter yields in proton radiotherapy", *Phys. Med. Biol.*, 57: 1659-1673, (2012).
- [9] Edwards, B.N. and Gold, B.R., "Analysis of surface cleanliness of three commercial dental implants", *Biomaterials*, 13: 775-780, (1992).
- [10] Sanan, A. and Haines, S.J., "Repairing holes in the head: A history of cranioplasty", *Neurosurgery*, 40:588-603, (1997).
- [11] Aydın, S., Kucukyuruk, B., Abuzayed, B. and Sanus, G.Z., "Cranioplasty: Review of materials and techniques", *Journal of Neurosciences in Rural Practice*, 2, (2011).
- [12] Gladstone, H.B., McDermott, M.W. and Cooke, D.D., "Implants for cranioplasty", *Otolaryngol Clin North Am*, 28:381-400, (1995).
- [13] Jandt, D.K., "Evolutions, Revolutions and Trends in Biomaterials Science – A Perspective", *Advanced Engineering Materials*, 9, (2007).
- [14] Jones, D. W., "Adv. Ceram. Mater", *Key Eng. Mater.*, 122: 345, (1996).
- [15] Kohn, D.H. and Ducheyne, P., In "*Materials Science and Technology—A Comprehensive Treatment*", edited by R. W. Cahn, P. Haasen and E. J. Kramer, "Medical and Dental Materials", edited by D. F. Williams (VCH Publishers Inc., New York) vol. 14, p. 41, (1992).
- [16] Webster, T.J. and Ejiogor, J.U., "Increased osteoblast adhesion on nanophase metals: Ti, Ti₆Al₄V, and CoCrMo", *Biomater*, 25: 4731, (2004).
- [17] Molinari, A., Straffelini, G., Tesi, B. and Bacci, T., "Dry sliding wear mechanisms of the Ti₆Al₄V alloy", *Wear*, 208:105-12, (1997).
- [18] Long, M. and Rack, H.J., "Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective", *Biomaterials*, 19:1621-39, (1998).
- [19] Ganesh, B.K.C., Ramanaih, N. and Chandrasekhar, R.P.V., "Dry sliding wear behavior of Ti-6Al-4V implant alloy subjected to various surface treatments", *Trans. Indian Inst. Metals.*, 65:425-34, (2012).

- [20] Sanus, G.Z., Tanrıverdi, T., Ulu, M.O., Kafadar, A.M., Tanrıver, N. and Ozlen, F., "Use of Cortoss as an alternative material in calvarial defects: The first clinical results in cranioplasty", *J Craniofac Surg*, 19:88-95, (2008).
- [21] Griffith, L. G., "Polymeric biomaterials", *Acta. Mater.* 48: 263, (2000).
- [22] Wang, T., "Effect of substrate oxidation on improving the quality of hydroxyapatite coating on CoNiCrMo", *Journal of Materials Science*, 39: 4309–4312, (2004).
- [23] Sundgren, J.E., Bodö, P. and Lundström, I., "Auger Electron Spectroscopic Studies of the Interface between Human Tissue and Implants of Titanium and Stainless Steel", *Journal of Colloid and Interface Science*, 110: 1, (1986).
- [24] Dingfelder, M., Inokuit, M. and Paretzke, H.G., "Inelastic-collision cross sections of liquid water for interactions of energetic protons", *Radiat. Phys. Chem.* 59: 255-275, (2000).
- [25] Internet: SRIM, <http://www.srim.org/> (18.05.2018)
- [26] Archambeau, J.O., Bennett, G.W., Levine G.S., Cowen R, and Akanuma A., "Proton Radiation Therapy", *Radiology*, 110:445-457, (1974).
- [27] Fippel, M. and Soukup, M. A., "Monte Carlo dose calculation algorithm for proton therapy", *Med. Phys.* 31:8, (2004).
- [28] Medin, J. and Andreo, P., "Monte Carlo calculated stopping-power ratios, water/air, for clinical proton dosimetry (50-250 MeV)", *Phys. Med. Biol.*, 42: 89-105, (1996).