

KALÇA PROTEZLERİNİN RADYOTERAPİ DOZ DAĞILIMI ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN MONTE CARLO YÖNTEMİ VE DENEYSEL OLARAK İNCELENMESİ: ECLIPSE TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ

Uzm.Fiz.Dr.Serap ÇATLI

Prof.Dr.A.Güneş Tanır

Prof.Dr.Eray Karahacıoğlu

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyasyon Onkolojisi A.D.



AMAÇ:

- İnsan vücudu farklı yoğunluktaki bileşenlerden oluşmaktadır: kemik, akciğer, diş ve hava boşlukları gibi (AAPM Task Group 63)
- İnsan vücudunda doğal olarak bulunan bu homojen olmayan yapıların dışında, insan tarafından yapılan kalça, bacak, kol protezi, çeşitli diş dolguları, spinal cord sabitleyici araçları bulunabilmektedir. (AAPM Task Group 63)



- Bu araçlar genelde yüksek atom numaralı elementlerden yapılmaktadır. Yüksek enerjili fotonlarda, bu malzemelerin hastaya verilecek dozu büyük ölçüde etkileyeceği bilinmektedir.
- Bu nedenle tedavide istenilen sonuca ulařmada engel teřkil etmektedirler.



- Tümörlerin tedavisinde tümörün dozu eksik almasına bağlı olarak tümörün kontrolünün zorlaşmasına, metal etrafında dozun artmasına bağlı olarak dokuların ve kemiğin nekrozuna ve implantın fikzasyonunun azalmasına neden olabilir. (AAPM Task Group 63)
- Böyle bir biyomalzemeye sahip bir hastanın radyoterapiye ihtiyaç duyması halinde protezinin radyasyonun doz dağılımında meydana getireceği etki çeşitli araştırmaların konusu olmuştur.

Various authors have investigated the effects of a single hip replacement on the dose distribution behind the hip (Hudson *et al* 1984, Biggs *et al* 1988, Erlansson *et al* 1991, Sibata *et al* 1990, Hazuka *et al* 1988, 1993, Carolan 2000, Eng 2001). Only Burleson (1991) and Alecu *et al* (1999) have discussed the effects on the dose distribution due to bilateral hip

Tablo. İnsan Vücudunda İmplant Olarak Kullanılan Doğal Ve Sentetik Malzemeler

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
<u>İSKELET SİSTEMİ</u> Eklemeler Kırık Kemik Uçlarının Tespitte Kullanılan İnce Metal Levhalar Kemik Dolgu Maddesi Kemikte oluşan Şekil Bozukluklarının Tedavisinde Yapay Tendon ve Bağlar Diş İmplantları	Titanyum, Ti - 6 Al - 4 V alaşımı Paslanmaz çelik, Kobalt-Krom alaşımları Poli (metil metakrilat) (PMMA) Hidroksiapatit Teflon, Poli (Etilen Teraftalat) Titanyum, Alümina, Teflon, Poliüretan
<u>KALP-DAMAR SİSTEMİ</u> Kan Damarı Protezleri Kalp Kapakçıkları Kataterler	Poli (Etilen Teraftalat), Teflon, Poliüretan Paslanmaz çelik, Karbon Silikon Kauçuk, teflon, poliüretan
<u>ORGANLAR</u> Yapay Kalp	Poliüretan
<u>DUYU ORGANLARI</u> İç Kulak Kanalı Göz İçi Lensler Kontakt Lensler Kornea Bandajı	Platin Elektrotlar PMMA, Silikon, Kauçuk, Hidrojeller Silikon-Akrilat, Hidrojeller Kolajen, Hidrojeller

Bu çalışmada ortapedide yaygın olarak kullanılan titanyum, titanyum alaşımı ve paslanmaz elik kalça protezlerinin kanserli hastada varlığı durumunda Eclipse tedavi planlama sisteminin doz hesaplamadaki doğruluğunun 6 ve 18 MV foton enerjisi için **Monte Carlo yöntemi** ve **deneysel** olarak incelenmesi amaçlanmıştır.



Bunları yapabilmek için mali destek gerekiyordu:



TÜBİTAK > ARDEB > Destek Programları > 1002 Hızlı Destek

RSS | İle



Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu

TÜBİTAK Ana Sayfa

► ARDEB

Hakkımızda

► Destek Programları

Fikri Haklar

1001 Araştırma Proj.

► 1002 Hızlı Destek

HIZLI DESTEK PROGRAMI (1002)

Hızlı Destek Programı (1002); üniversitelerde, araştırma hastanelerinde ve araştırma enstitülerinde yürütülecek acil, kısa süreli, küçük bütçeli araştırma ve geliştirme projelerine destek sağlamaya yönelik bir programdır.

Proje başvuruları 10 Ağustos 2007 tarihi itibarıyla sadece elektronik ortamda kabul edilmektedir. Başvurular <http://ardeb1002.tubitak.gov.tr> adresinden yapılabilir. Elektronik başvurusu tamamlandıktan sonra 15 gün içerisinde ilgili belgeleri gönderilmeyen proje başvuruları geçersiz sayılacaktır.

1002 GENEL BİLGİ:

-8 aylık (Nisan-Kasım)
-14 000 TL'lık bir proje



Su Fantomu

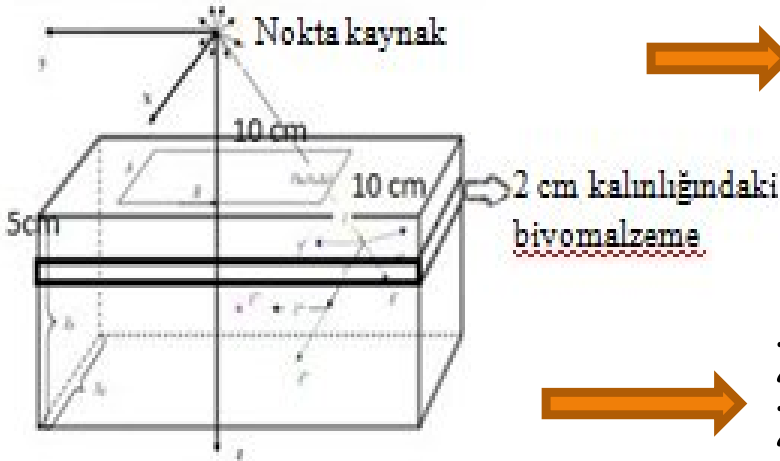
Katı su Fantomu

Soğurulan Doz Ölçüm Sistemi



1-MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE

➡ DOSXYZnrc Monte Carlo Program kodu



➡ 30x30x30 cm³'lük su fantomu içerisinde 5 cm derinliğe 30x30x2 cm³ ebatlarında farklı biyomalzemeler

➡ Z=100 cm'de bulunan nokta kaynak ve Z=0 cm'de 10x10 cm²'lik alan boyutu

İstatistiksel belirsizliğin %0.5'in altında kalabilmesi için 3x10⁸ parçacık takip edildi

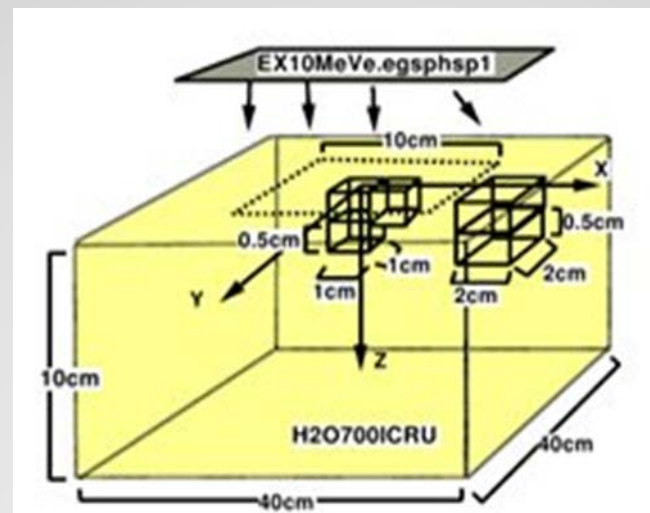
➡ Elektron kesilme enerjisi (ECUT) ve foton kesilme enerjisi (PCUT) sırasıyla 0.7 MeV ve 0.01 MeV olarak alındı.

➡ DOSXYZnrc input dosyasına 3 adet biyomalzemenin fiziksel yoğunlukları ve atom numaraları girildi (Tablo-2) [NIST; Ding,2001; Wieslander,2003].

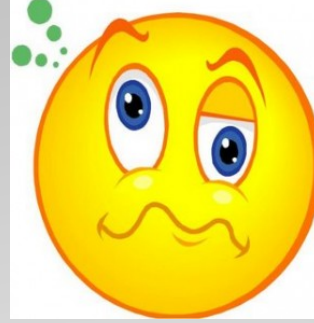
6 ve 18 MV foton enerjisi

Tablo 2:

Materials	Main elements	ρ (g cm ⁻³)	ρ_e (electron cm ⁻³)	ρ_e (metal)/ ρ_e (H ₂ O)
H ₂ O	H, O	1.00	3.343×10^{23}	1.00
Ti	Ti	4.54	12.56×10^{23}	3.76
Ti alloy	Ti, Al, V	4.34	12.0×10^{23}	3.72
Stainless steel	Fe, Cr, Ni	7.90	22.15×10^{23}	6.63



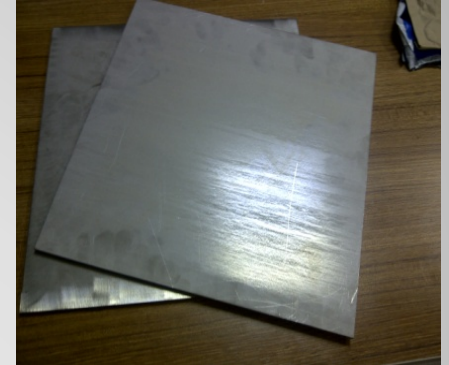
Çalışmanın en zor kısmı malzemeleri ilgili firmalardan bulup onları ölçüm yapabilecek fantomlar haline getirtmektir.



Resim1. Titanyum

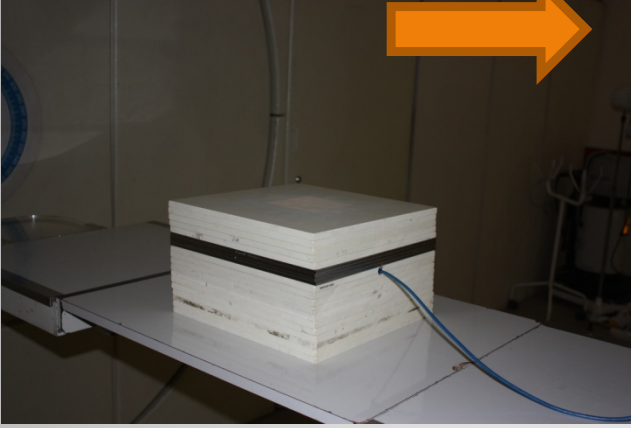


Resim 2. Titanyum alaşıımı

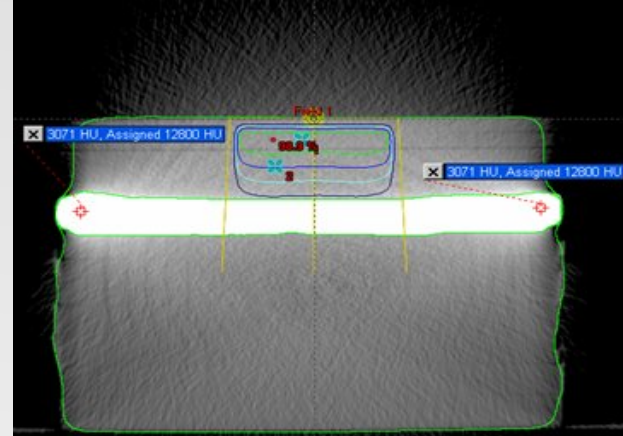


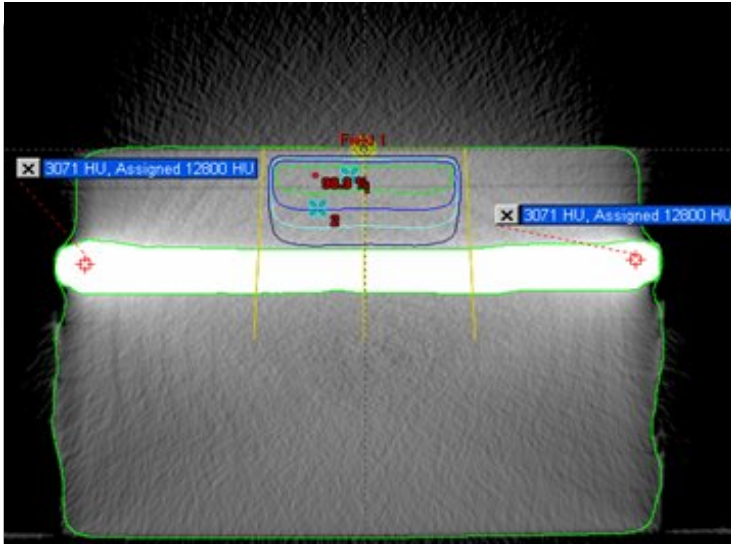
Resim 3. Çelik

- 3 adet biyomalzemenin ölçüm şartlarında (5 cm katı fantom derinliğinde, 2 cm biyomalzeme) 0.5 cm kalınlıkta ve 60 kesitten oluşan tomografi görüntüleri alındı.



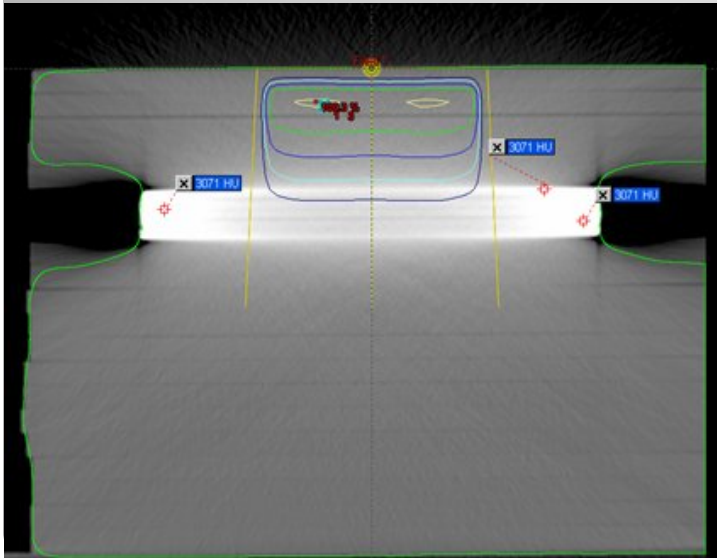
Aria network sistemi kullanılarak fantomların tomografi görüntüleri Eclipse tedavi planlama sistemine aktarıldı. Fantomların üç boyutlu görüntüleri oluşturuldu.





Biyomalzemelerin HU değ erleri ve elektron yoğunlukları
[Coolens ve Childs, 2003]

Biyomalzeme Adı	Hounsfield Unit (HU)	Elektron yoğunluğu ($\rho(\text{biyomalzeme})/\rho(\text{H}_2\text{O})$)
Titanyum	7300	3,76
Titanyum Alaşımı	7271	3,72
elik	12800	6,63



2-TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İLE

- 10x10 cm² tedavi alanında fantom yüzeyinde SSD=100 cm' de 6 ve 18 MV foton enerjileri için doz hesaplamaları yapıldı ve 3 adet biyomalzeme için % derin dozlar bulundu.
- Doz hesaplamalarında Eclipse tedavi planlama sisteminde bulunan Pencil Beam algoritması ve heterojenite düzeltme metodu olarak da MB kullanıldı.

3- DENEYSEL



CLINAC DHX marka lineer hızlandırıcı cihazı ve dozimetrik ekipman kullanıldı.



Nokta doz ölçümlerinde 0.125 cc hacmindeki iyon odası ve PTW marka elektrometre

Ölçüm düzeneği

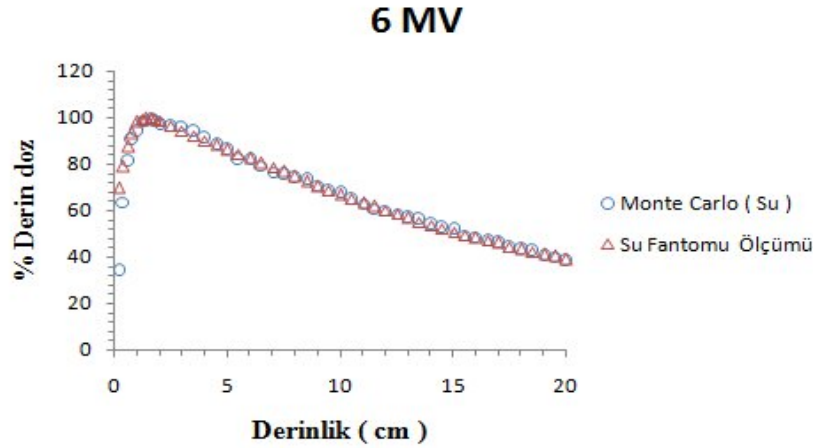
10X10 cm² tedavi alanı açılarak SSD=100 cm'de ölçümler (6 ve 18 MV)

- Elde edilen doz dağılımları Monte Carlo bilgisayar kodu kullanılarak elde edilen ve Eclipse tedavi planlama sisteminde bulunan pencil beam algoritması kullanılarak elde edilen doz dağılımları ile karşılaştırıldı ve gerçekliğe yakınlığı incelendi .
- % Derin dozlar arasındaki rölatif hata aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplandı [Mesbahi, 2007].

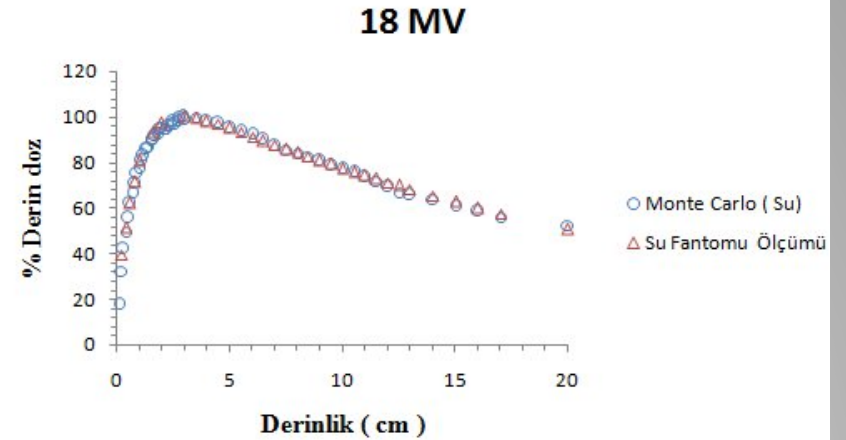
$$\text{Rölatif hata} = [(D_{\text{TPS}} - D_{\text{MC}}) / D_{\text{MC}}] \times 100$$

$$\text{Rölatif hata} = [(D_{\text{ÖLÇÜM}} - D_{\text{MC}}) / D_{\text{MC}}] \times 100$$

BULGULAR:



6MV için % derin doz eğrisi



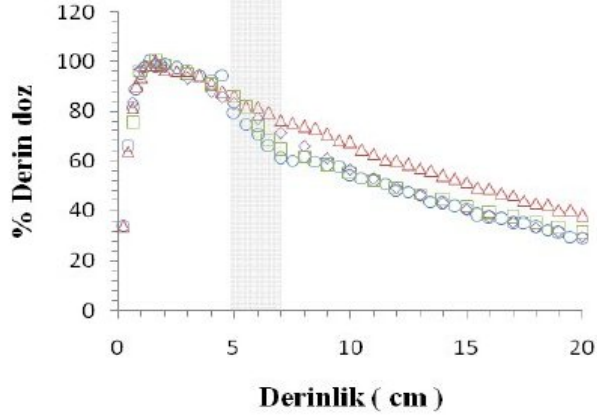
18MV için % derin doz eğrisi



Monte Carlo kodu sonuçları gerçek değerlerle % 1 içinde uyumlu

Titanyum alaşımı:

6 MV

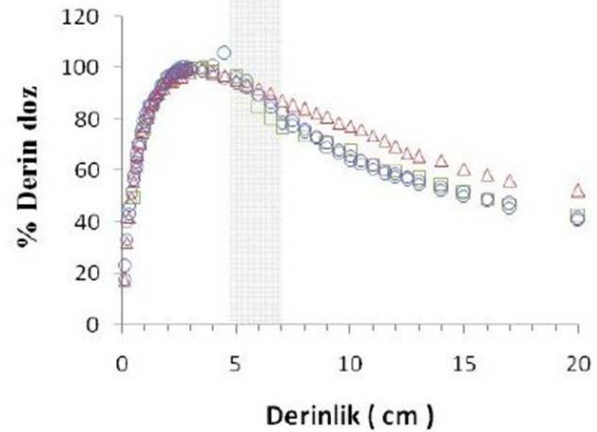


biyomalzemenin 0.5 cm önündeki dokuda
geri saçılmadan dolayı

% 7,9 dozda artış 6 mv için



18 MV

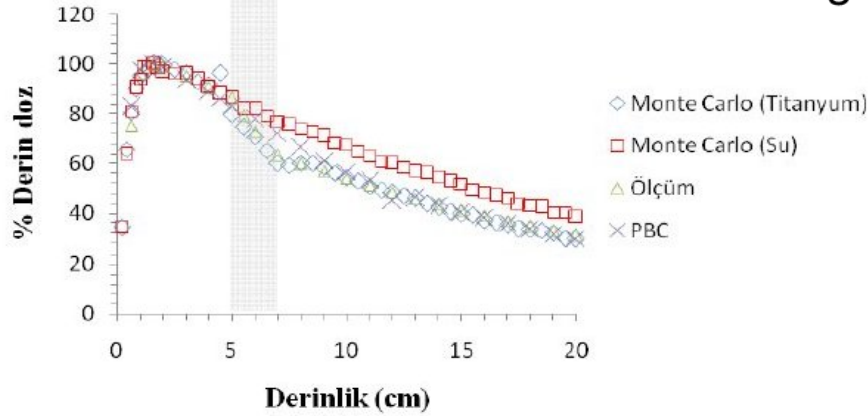


% 6,5 dozda artış 18 mv için

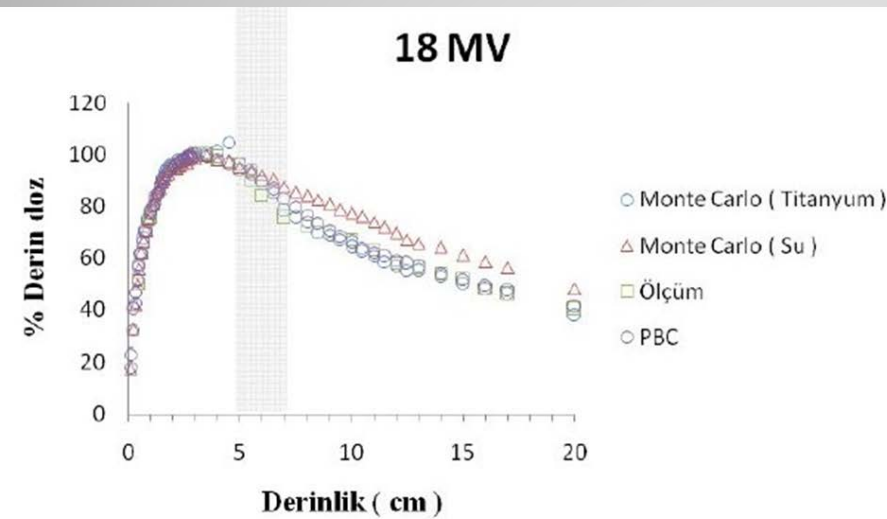


Titanyum:

biyomalzemenin 0.5 cm önündeki dokuda
geri saçılmadan dolayı



% 8,4 dozda artış 6 MV için

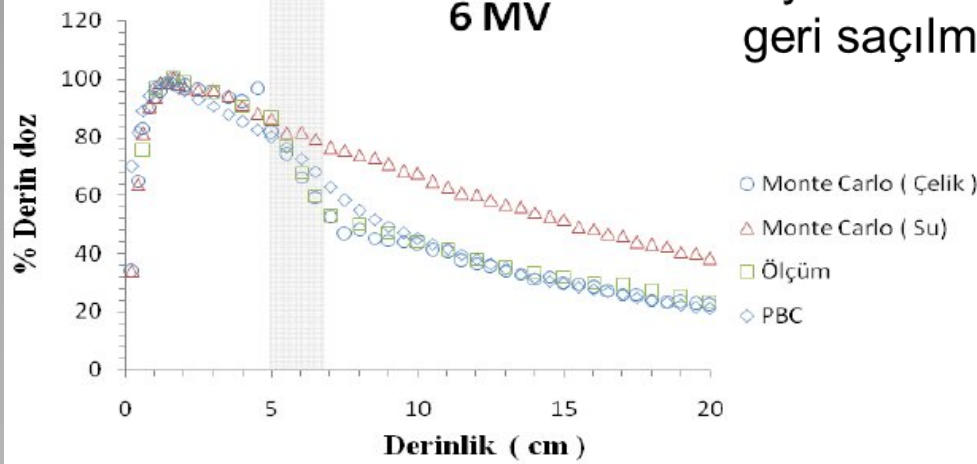


% 7,2 dozda artış 18 MV için

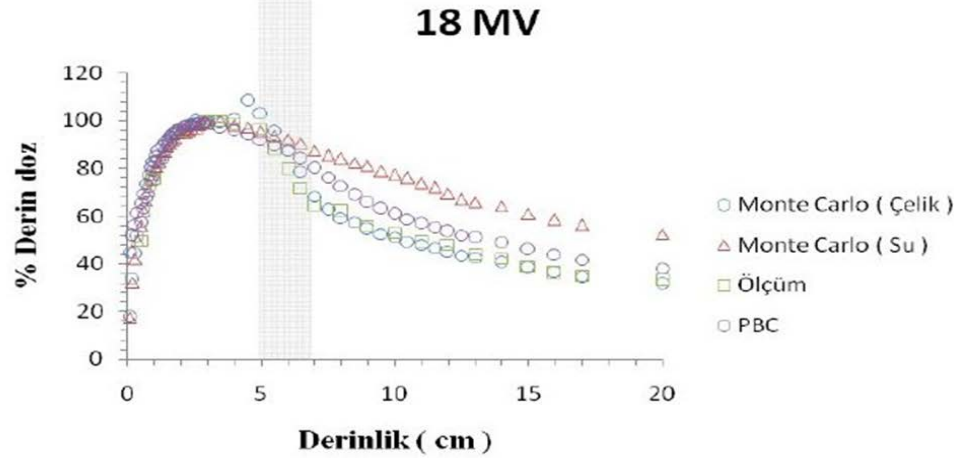


Çelik:

biyomalzemenin 0.5 cm önündeki dokuda
geri saçılmadan dolayı



% 9,6 dozda artış 6 MV için



% 8,7 dozda artış 18 MV için



- Ding ve ark. (2001) titanyum ve çelik kullanarak 18 MV ile yaptığı Monte Carlo modellemesinde protezin 2 mm önünde dozda % 15'lik bir artış gözlemlemişlerdir.
- Mesbahi ve ark. (2007) ise 9 MV kullanarak titanyum, çelik ve CoCrMo ile yaptığı Monte Carlo çalışmasında protezin yaklaşık 5 mm önünde % 18'e varan dozda artış gözlemlemiştir.
- Literatürdeki çalışma sonuçlarıyla uyumlu



- Eclipse tedavi planlama sistemi ve deneysel ölçümlerde geri saçılmaya bağlı doz artışı gözlemlenemedi.
- Çünkü, ölçümlerde seçilen iyon odanın hacmi ne kadar küçük olursa olsun (0,125 cc) geri saçılmaların gözlemlenebilmesi için yeterli olmamaktadır.



- Sonuca, sadece gerçeğe en yakın sonuçlar veren Monte Carlo programından elde edilen sonuçlardan yola çıkarak varıldı.

- Metal biyomalzemelerin saçılmalarından dolayı yaptığı doz artışının yanı sıra, biyomalzemenin içindeki ve biyomalzemenin çıkışındaki noktalarda dozda azalmaya neden olduğu görüldü.

6 MV					
Biyomalzemeler		Ti alaşımları	Titanyum	Çelik	
Protezin içinde (6.cm)		%12	%13,5	%19	
Protezin dışı (7,5.cm)		%18,7	%19,9	%26,9	
Protezden 5 cm uzaklıkta		%19,4	%21,4	%36,3	
Protezden 10 cm uzaklıkta		%20,5	%22,9	%40,4	
18 MV					
Biyomalzemeler		Ti alaşımları	Titanyum	Çelik	
Protezin içinde (6.cm)		%4	%5	%7	
Protezin dışı (7,5.cm)		%9,7	%11,7	%25	
Protezden 5 cm uzaklıkta		%17	%17,3	%35,3	
Protezden 10 cm uzaklıkta		%19,4	%17,8	%38,9	

- DING ve ark. (2001)'nin yaptığı çalışmada titanyum için %25, çelik için ise %45 dozda azalma görülmüştür.
- MESBAHI ve ark. (2007)'nin 9 MV ile yaptıkları çalışmada titanyum için %32, CoCrMo için %54, çelik için ise %55 dozda azalma gözlemlenmiştir.
- MESBAHI ve ark. (2007)'nin 6 ve 15 MV kullanarak çelik ve titanyum silindirleriyle yaptıkları çalışmalarında ise % 11,2-10,2 ve %6,2-5 oranında dozda azalmaya neden oldukları yorumunda bulunmuşlardır.

Literatürdeki çalışma sonuçlarıyla uyumlu



- Monte Carlo sonuçları TPS sonuçlarıyla karşılaştırıldığında,

Eclipse TPS'in metal biyomalzemelerin yol açtığı azalmayı tam olarak hesaplayamadığı görüldü!!!!!!

At a distance of behind the prosthesis (cm)	Titanium alloy		Titanium		Stainless steel	
	6 MV (%)	18 MV (%)	6 MV (%)	18 MV (%)	6 MV (%)	18 MV (%)
0.5	9	4	11.7	6.2	20	17.2
5	3	2	9.7	3.5	22	18.0

↑ Bu nedenle, Eclipse TPS metal biyomalzemelerin arkasında titanyum alaşımı için %9-%4, titanyum için %11,7-%6,2 ve çelik için %20,0-%17,2 oranlarında sırasıyla 6 MV ve 18 MV olmak üzere dozu fazla gösterdi.

↑ Biyomalzemelerden 5 cm uzaklıkta ise titanyum alaşımı için %3-%2, titanyum için %9,7-%3,5 ve çelik için %22,0-%18,0 oranlarında sırasıyla 6 MV ve 18 MV olmak üzere dozu fazla gösterdi.

- Ölçümler sonucu elde edilen sonuçlara bakıldığında ise Monte Carlo koduyla elde edilen değerlerle ortalama % 3-4 içerisinde uyumlu bulunmuştur.
- Bu aradaki fark deneysel şartlardan ve hatalardan kaynaklanmış olabilir.

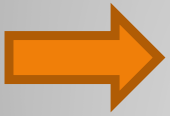


SONUÇ ve ÖNERİLER:

Çalışmanın sonuçları AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Task Group 63 raporuna göre değerlendirilmiştir.



Sonuçlara bakıldığında titanyum, titanyum alaşımı ve çeliğin hastaya verilen dozda önemli değişikliklere neden olduğu yorumuna varılmıştır.



Enerjiye, materyalin cinsine, materyalin kalınlığına, yoğunluğuna ve Z'sine bağlı olarak dozdaki değişikliğin büyüklüğü de değişmektedir.

➡ enerji arttıkça geri saçılma azalıyor

➡ Materyalin kalınlığı ve yoğunluğu arttıkça
dozda büyük azalmalara yol açacağı görülmüştür.

➡ Materyalin atom numarası arttıkça doku önünde oluşan geri saçılma ve buna bağlı olarak doz artışı da artmaktadır.

→ metal biyomalzemelerin yarattığı etki yoğunluk bağımlı

→ Maksimum fark çelik için bulunmuştur.

→ Titanyum ve titanyum alaşımı için ise dozdaki azalma daha az

→ Enerji arttıkça dozdaki azalma da azalıyor

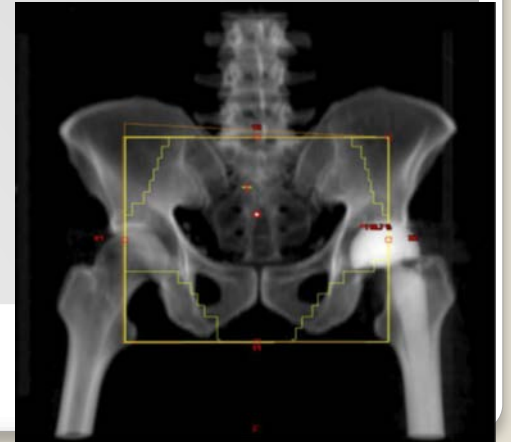
Eğer pelvik ışınlaması yapılacak hastalarda protez varsa
!!!!!!

★ Radyasyon Onkologları protezin yapısı hakkında fizikçileri bilgilendirmelilerdir

★ Tedavi planlama sisteminin heterojenite düzeltme hususu hakkındaki limitleri ve imkanları öğrenilmelidir.

★ Tedavi planlama sisteminde malzemelerin elektron yoğunluğunun değişip değişmeyeceği araştırılmalı, eğer mümkünse malzeme tomografi sisteminde çekildikten sonra elektron yoğunluğu, gerçek olan yoğunlukla değiştirilmelidir.

★ Öncelikle protez dışarıda bırakılacak şekilde planlamaların yapılması denenmelidir. Eğer protez tedavi alanı içerisinde kalıyorsa proteze bağlı oluşabilecek dozdaki artış ve azalış bölgeleri onkologların yorumuna bırakılmalıdır.



- ÖNERİ!!!

- Proteze sahip hastalarda gerçeğe en yakın sonuçlar veren Monte Carlo tabanlı planlama sistemlerinin kullanılması daha doğru olacaktır!!!!!!!!

• REFERANSLAR:

Adapınar ,B., “ Temel radyoloji tekniği”, 3.baskı Günes-Nobel,316-324 (1997)

Ayhan,H., “Biyomalzemeler”, Bilim ve Teknik, 2-11 (2002)

Ayyıldız,Ü., “Radyoterapide Kullanılan Kaynak ve Dedektörlerin Çoklu Geometri Tekniği İle EGSnrc MONTE CARLO Modellemesi”, Yüksek Lisans Tezi,**Celal Bayar Üniversitesi, Fen Bilimlerl Enstitüsü** (2005)

Basfar,A.,“Hardness measurements of Silicone rubber and polyurethane rubber cured by ionizing radiation”, **Radiat. Phys. Chem.**, 50(6): 607-610 (1997).

Bell,WT., Chalian, VA., Moore, BK.,”Polydimethyl siloxane materials in maxillofacial prosthetics: Evaluation and comparison of physical properties”, **J. Prost Dent**, 54:404-10 (1985).

Biggs, PJ., Russell, MD., “Effect of a femoral head prosthesis on megavoltage beam radiotherapy”, **Int J Radiat Oncol Biol Phys**,14: 581–6 (1988)

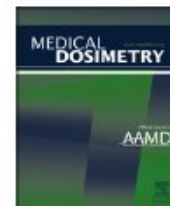
Bilgili, H., “Kedi ve köpeklerin Ekleme Yakın Ekstremitte Kemikleri Kırıklarında Osteosentez Amacıyla Mini-Titanyum Plakların Kullanımı”, Türk J. Vet Anim., **Tübitak** (2002)

Coolens,C.,Childs,PJ., “**Childs**Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: the use of the extended CT-scalePhys.”, **Med. Biol.**, 48 :1591–1603 (2003)

Ding,GX., Yu, CW., “A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment”, **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, 51:1167–75 (2001)

Elver, B., Hawkin, S., Russe,W., Schul, G., Ullmann’s Encyclopedia of Industrial Chemistry, 24 :(57-89) (1993)
ü,

- ER, N., “Göğüs Röntgenogramlarında Hasta Dozunun Monte Carlo Yöntemi İle Belirlenmesi”, Yüksek Lisans Tezi, **Harran Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü**, Şanlıurfa, 46 (2003)
- Erlanson, M., Franzen,L., Henriksson,R.,Littbrand,B.,Lofroth,PO.,”Planning of radiotherapy for patients with hip prosthesis”, **Int J Radiat Oncol Biol Phys.**, 20:1093–8 (1991)
- Evans MDC., “Computerized treatment planning systems for external photon beam radiotherapy”, **International Atomic Energy Agency Publication**, Montreal, Quebec, Canada, 387-406 (2006)
- Fayda,M.,Yıldırım,A.,Tarpıcı,N.,Aksı,G.,Çakır,A.,”Akciğer kanserinin tedavi planlamasında intravenöz kontrast ajanların farklı tedavi planlama sistemleri üzerindeki etkileri”,**Türk Onkoloji Dergisi**, 23(3):126-131 (2008)
- Fishman,E., Magid,D., Robertson,D., “Metallic hip implants: CT with multiplanar reconstruction”, **Radiology**, 160: 675–81 (1986)
- Gmelin,L.,”Silicone”, Gmelin Handbook of Inorganic Chemistry, Springer-Verlag-Berlin-Heidelberg-New York-Tokyo, 1-30 (1984).
- Gür,A.K., “Şekil Hafıza Özelliğine Sahip Ni-Ti Alaşımının Biyouyumluluğu”, Yüksek Lisans Semineri, **Fırat Üniv. Fen Bil. Enst.**, Elazığ (2003)
- Gür,A.K.,”Ni-Ti Alaşımı Bir Biyomalzemenin Üretimi ve İn-Vivo Şartlarda Biyouyumunun Araştırılması”, Yüksek Lisans Tezi, **Fırat Üniv. Fen Bil. Enst.**, Elazığ ,(2004)
- İnternet: www.metalurji.org.tr/hudaci3_0809.pdf (Erisim tarihi: 11.05.2010)
- Jonn,B.P.,Young,K.K.,”Metalic Biomaterials”,Biomedical Engineering Handbook, Unit:37 (2000)
- Khan, FM.,” The Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition (Eds: Pine J, Standen M, Kairis LR, Boyce T)”, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 3-105 (2003).



Experimental and Monte Carlo evaluation of Eclipse treatment planning system for effects on dose distribution of the hip prostheses

Serap Çatlı, Ph.D.,* and Güneş Tanır, Ph.D.**

*Gazi University, Faculty of Sciences, 06500 Teknikokullar, Ankara, Turkey; and **Gazi University, Faculty of Sciences, 06500 Teknikokullar, Ankara, Turkey

ARTICLE INFO

Article history:

Received 22 September 2012

Accepted 8 March 2013

Keywords:

Radiotherapy

Treatment planning system

Monte Carlo method

Hip prostheses

ABSTRACT

The present study aimed to investigate the effects of titanium, titanium alloy, and stainless steel hip prostheses on dose distribution based on the Monte Carlo simulation method, as well as the accuracy of the Eclipse treatment planning system (TPS) at 6 and 18 MV photon energies. In the present study the pencil beam convolution (PBC) method implemented in the Eclipse TPS was compared to the Monte Carlo method and ionization chamber measurements. The present findings show that if high-Z material is used in prosthesis, large dose changes can occur due to scattering. The variance in dose observed in the present study was dependent on material type, density, and atomic number, as well as photon energy; as photon energy increased back scattering decreased. The dose perturbation effect of hip prostheses was significant and could not be predicted accurately by the PBC method for hip prostheses. The findings show that for accurate dose calculation the Monte Carlo-based TPS should be used in patients with hip prostheses.

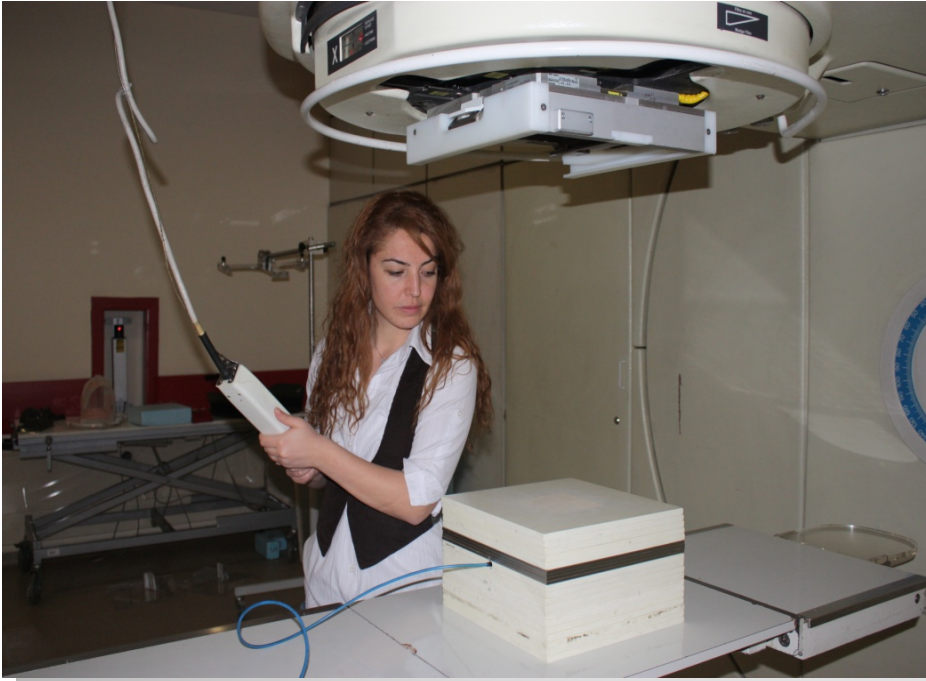
© 2013 American Association of Medical Dosimetrists.

- **DESTEKLEYEN KURUMLAR**



Hızlı Destek Projesi
Proje No: 110S511





TEŞEKKÜRLER.....

