

**İNSAN VÜCUDUNA YERLEŞTİRİLEN
BİYOMALZEMELERİN RADYOTERAPİDEKİ DOZ
DAĞILIMINA ETKİSİNİN MONTE CARLO YÖNTEMİYLE ve
DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ**

SERAP ÇATLI

**DOKTORA TEZİ
FİZİK ANABİLİMDALİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**HAZİRAN 2012
ANKARA**

Serap ÇATLI tarafından hazırlanan “ İNSAN VÜCUDUNA YERLEŞTİRİLEN BİYOMALZEMELERİN RADYOTERAPİDEKİ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN MONTE CARLO YÖNTEMİYLE ve DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ” adlı bu tezin Doktora tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof.Dr.Ayşe Güneş TANIR
Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı



Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Fizik Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof.Dr.Şeref OKUDUCU
Fizik Anabilim Dalı,G.Ü



Prof.Dr.Ayşe Güneş TANIR
Fizik Anabilim Dalı,G.Ü



Doç.Dr.Enver BULUR
Fizik Anabilim Dalı, ODTÜ



Doç.Dr.Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR
Fizik Anabilim Dalı,G.Ü



Yrd.Doç.Dr.Kemal KOÇ
Eğitim Fakültesi, B.Ü



Tarih: 22/06/2012

Bu tez ile G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Doktora derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Bilal TOKLU
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü



TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.



SERAP ÇATLI

**İNSAN VÜCUDUNA YERLEŞTİRİLEN BİYOMALZEMELERİN
RADYOTERAPİDEKİ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN MONTE CARLO
YÖNTEMİYLE ve DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ**

(Doktora Tezi)

Serap ÇATLI

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Haziran 2012

ÖZET

Radyoterapi, kanser hastalarının tedavisinde önemli bir yer tutmaktadır. Kanser tedavisinde bu denli önemi olan radyasyonun, insanlara doğru şekilde verilmesi gerekmektedir. Bu nedenle radyoterapide dozimetrik çalışmalar önemlidir. Kanserli hastaların tedavisi sırasında, ışınlanacak bölgedeki protez radyasyon dozunun homojen dağılımını etkileyebilir, protezle doku arasındaki yoğunluk farkı nedeniyle dokularda yüksek ya da düşük doz alanlarına yol açabilir. Bu çalışmada, farklı biyomalzemeler ve bu biyomalzemelere sahip kanser hastalarının tedaviye alınması gerektiği durumlarda, biyomalzemelerin tedaviye etkisi araştırılmıştır. Hastalara sıklıkla implante edilen silikon, titanyum, titanyum alaşımı, çelik, CoCrMo alaşımı ve daha önce çalışılmamış olan polietilen, PMMA (Poli(metil metakrilat)) ve alümina kullanılmıştır. DOSXYZnrc Monte Carlo kodu kullanılarak, seçilen biyomalzemeler tedavi enerjilerine göre modellenmiştir. Bu modelleme sonucu elde edilen % derin dozlar, biyomalzemelerden elde edilmiş fantomlar kullanılarak dozimetrik ölçümler sonucu elde edilen % derin dozlarla karşılaştırılmıştır. Ayrıca Eclipse tedavi planlama sistemi kullanılarak elde edilen % derin doz eğrileri

karşılaştırmalarda kullanılmış ve sistemin doz hesaplama açısından doğruluğu araştırılmıştır.

PMMA, polietilen ve silikon biyomalzemelerinin dokuya çok yakın özellikte olduğu görülmüştür. Bu malzemeler ile su arasında radyoterapideki doz dağılımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanamamıştır. Bu implante sahip olan kanser hastalarının radyoterapi almaları durumunda, bu biyomalzemelerin doku gibi davranarak radyoterapi doz dağılımı açısından bir sorun yaratmayacağı sonucuna varılmıştır. Diğer metal yapısında bulunan titanyum, titanyum alaşımı, çelik, CoCrMo alaşımı ve alümina biyomalzemelerin ise doku gibi davranmadığı ve dozda büyük ölçüde değişikliklere yol açtığı görülmüştür. Çalışmanın sonucunda Eclipse tedavi planlama sisteminde bulunan PBC doz hesaplama algoritmasının yüksek atom numaralı biyomalzemeye sahip hastaların tedavisinde kullanıldığında, tam olarak doğru sonuç vermediği yorumuna varılmıştır. Bu nedenle gerçeğe en yakın sonuçlar veren Monte Carlo tabanlı planlama sistemlerinin yüksek atom numaralı proteze sahip hastalarda kullanılması daha doğru olacaktır.

Bilim Kodu : 202.1.108
Anahtar Kelimeler : Radyoterapi, Monte Carlo, biyomalzemeler, doz dağılımı
Sayfa Adedi : 96
Tez Yöneticisi : Prof.Dr.Ayşe Güneş TANIR

**INVESTIGATION OF EFFECTS ON DOSE DISTRIBUTION OF THE
BIOMATERIALS PLACED INTO HUMAN BODY WITH MONTE CARLO
METHOD AND DOSIMETRICALLY IN RADIOTHERAPY**

(Ph.D Thesis)

Serap ÇATLI

**GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

June 2012

ABSTRACT

Radiotherapy plays an important role in the treatment of cancer patients. In the treatment of cancer, radiation should be given the right way to the patients. For this reason, dosimetric studies are critically important in radiotherapy. During the treatment of patients with cancer, prosthesis can affect the distribution of a homogeneous radiation dose, due to tissue density difference between prosthesis and tissues may lead to areas of high or low dose. Therefore, in this study, biomaterials implanted into the body as prosthesis and the effects on radiotherapy dose distribution were investigated. Silicon, titanium, titanium alloy, steel, CoCrMo alloy, polyethylene, PMMA (Poly (methyl methacrylate)) and alumina biomaterials were used in the study. The percentage depth doses obtained with Monte Carlo method were compared with the percentage depth doses obtained with dosimetric measurements using phantoms. Additionally, the percentage depth doses obtained with Eclipse TPS were compared with the other two methods and the accuracy of TPS were investigated. The properties of PMMA and polyethylene and silicone biomaterials were very close to the tissue.

The difference between water and these biomaterials were not statistically significant in terms of dose distribution in radiation therapy. In case of the cancer patient that has implant was treated with radiation, these biomaterials act as tissue and not lead to problems in radiation dose distribution. The other metal biomaterials that are titanium, titanium alloy, steel and CoCrMo alloy and alumina do not act as tissue and largely caused by changes in dose. At the result of the study, the PBC algorithm in Eclipse TPS could not predicted accurately radiation dose for the patients have high Z hip prostheses. The results show that the use of the MC-based treatment planning system for accurate dose calculation should be used in the presence of high Z prostheses.

Science Code : 202.1.108
Key Words : Radiotherapy, Monte Carlo, biomaterials, dose distribution
Page Number : 96
Adviser :Prof.Dr.Ayşe Güneş TANIR

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca ilminden faydalandığım, insani ve ahlaki değerleri ile de örnek edindiğim, öğrencisi olmaktan onur duyduğum ve ayrıca tecrübelerinden yararlanırken göstermiş olduğu hoşgörü ve sabrından dolayı değerli hocam, Prof.Dr.Ayşe Güneş Tanır'a ,

Çalışmanın başlangıcından sonuna kadar dozimetrik ölçümler için her türlü desteği veren Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim dalına, yardımlarından dolayı çalışma arkadaşım Temur Demirci'ye, arkadaşlarım Mehmet Ertuğrul Ertürk ve Doç.Dr.Mustafa Hicabi Bölükdemir'e ve kardeşim Serkan Çatlı'ya,

Bu günlere gelmemde büyük pay sahibi olan aileme ve burada adını sayamadığım tüm dostlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma TÜBİTAK tarafından 110S511 (SBAG-HD-649) numaralı, "İnsan vücuduna yerleştirilen (implante) biyomalzemelerin radyoterapideki doz dağılımına etkisinin Monte Carlo yöntemi ve dozimetrik olarak incelenmesi" konulu proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	VII
ABSTRACT	IX
TEŞEKKÜR	XI
İÇİNDEKİLER	XII
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	XV
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	XVI
RESİMLERİN LİSTESİ	XVIII
SİMGELER VE KISALTMALAR	XIX
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Biyomalzemeler	7
2.1.1. Metalik biyomalzemeler	8
2.1.2. Biyoyuyum	13
2.1.3. Silikon	14
2.1.4. Silikonun tıpta kullanımı	14
2.1.5. Elastomerler	15
2.1.6. Silikon elastomerlerin tıpta kullanımı	15
2.1.7. Silikon protezler ve kullanım alanları	16
2.1.8. Polietilen ve PMMA(Poli (metil metakrilat))	17
2.1.9. Alümina	18
2.2. Fantomlar	18

2.3. Derin Doz Dağılımı.....	19
2.4. Yüzde Derin Doz (% DD).....	19
2.5. İyon Odası.....	21
2.6. PTW 31010 Semiflex 0,125 cc İyon Odası.....	22
2.7. Bilgisayarlı Tomografi Sistemi.....	23
2.8. Bilgisayarlı Tomografi Artefaktları.....	28
2.8.1. Hareket artefaktları.....	29
2.8.2. Işın sertleşmesi.....	29
2.8.3. Parsiyel volüm etkisi.....	30
2.8.4. Diğer artefaktlar.....	31
2.9. Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	33
2.9.1. Düzeltme/ ölçüm tabanlı algoritmalar.....	34
2.9.2. Model tabanlı algoritmalar.....	34
2.9.3. Monte Carlo tabanlı algoritmalar.....	35
2.10. Monte Carlo Yöntemi.....	36
2.11. Monte Carlo Yöntemiyle Parçacık Simülasyonu.....	36
2.12. Monte Carlo Yönteminin Foton Problemine Uyarlanması.....	37
2.12.1. Fotodisintegrasyon (fotoayırışma).....	38
2.12.2. Koherent (rayleigh) saçılma.....	39
2.12.3. Fotoelektrik olay.....	39
2.12.4. Compton olayı.....	40
2.12.5. Çift oluşumu.....	42
2.13. Metal-yumuşak Doku Arayüzeyinde Meydana Gelen Geri Saçılma.....	45
2.14. EGS Kod Sistemi ve DOSXYZnrc Kodu.....	48
3. MATERYAL VE METHOD.....	50

4. BULGULAR VE TARTIŞMA	60
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	73
KAYNAKLAR	76
EKLER.....	80
EK- 1. DOSXYZnrc Monte Carlo kodunun arayüzü.....	81
EK-2. DOSXYZnrc kodunun input değerleri	82
EK-3. Nokta kaynak oluşturma.....	83
EK-4. Fantom oluşturma.....	84
EK-5. DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su ortamı için).....	85
EK-6. DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su veTi alaşımı ortamı için).	90
ÖZGEÇMİŞ	95

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1 Bazı metalik implantların özgül ağırlıkları.....	11
Çizelge 2.2. İnsan vücudunda implant olarak kullanılan doğal ve sentetik.....	14
Çizelge 2.3. Semiflex iyon odasının teknik özellikleri	22
Çizelge 3.1. Biyomalzemelerin fiziksel özellikleri.....	52
Çizelge 3.2. Biyomalzemelerin HU değerleri ve elektron yoğunlukları	58
Çizelge 4.1. Metal biyomalzemelerin neden olduğu dozdaki % azalmalar	71
Çizelge 5.1. Biyomalzemelerin radyasyon dozuna etkileri.....	75

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1 Yüksek nitrojen alaşımlı paslanmaz çelik	9
Şekil 2.2. Yüksek Co-Cr alaşımlı kalça protezi	10
Şekil 2.3. Ti-6Al-4V alaşımlı implant	12
Şekil 2.4. Su fantomu ve katı su fantomu	19
Şekil 2.5. Yüzde derin dozun şekil olarak gösterimi	20
Şekil 2.6. Merkezi ekseninde farklı foton enerjileri için % derin doz dağılımları	20
Şekil 2.7. İyon odası yapısı	21
Şekil 2.8. Semiflex iyon odası	22
Şekil 2.9. BT Cihazında kesitsel görüntü	23
Şekil 2.10. BT'de kesitsel görüntü oluşturmak	24
Şekil 2.11. Kolime edilerek hasta vücudundan geçirilen x-ışını demeti	24
Şekil 2.12. Taranan dokunun kalınlığı x-ışını demet kalınlığına eşittir	25
Şekil 2.13. Hounsfield skalasında gri tonların dağılımı	27
Şekil 2.14. Kalça protezinin yol açtığı artefakt görüntüsü	29
Şekil 2.15. Bilateral kalça protezine sahip bir hastanın pelvis BT görüntüsü	31
Şekil 2.16. Fotodisintegrasyon olayında fotonun maddeyle etkileşimi	38
Şekil 2.17. Koherent saçılma olayında fotonun maddeyle etkileşimi	39
Şekil 2.18. Fotoelektrik olayda fotonun madde ile etkileşimi	39
Şekil 2.19. Compton olayında fotonun madde ile etkileşimi	40
Şekil 2.20. Çift oluşumu olayı	43
Şekil 2.21. Soğurucu ortamın atom numarasına göre foton etkileşimleri	44

Şekil 2.22. Geri saçılan ışınların şematik görüntüsü.....	45
Şekil 2.23. Monte Carlo yönteminin işleyiş algoritması.....	47
Şekil 2.24. DOSXYZnrc kodu örneklemeşi.....	49
Şekil 3.1. Çeşitli implant resimleri.....	50
Şekil 3.2. 5 cm derinliğe yerleştirilen 2 cm kalınlığındaki biyomalzeme.....	51
Şekil 4.1. 6MV için % derin doz eğrisi.....	60
Şekil 4.2. 18MV için % derin doz eğrisi.....	60
Şekil 4.3. 6 MV Polietilen için % derin doz eğrileri.....	61
Şekil 4.4. 6 MV PMMA için % derin doz eğrileri.....	61
Şekil 4.5. 6 MV Silikon için % derin doz eğrileri.....	62
Şekil 4.6. 6 MV Alümina için % derin doz eğrileri.....	62
Şekil 4.7. 6 MV Titanyum için % derin doz eğrileri.....	63
Şekil 4.8. 6 MV Titanyum alaşımı için % derin doz eğrileri.....	63
Şekil 4.9. 6 MV Çelik için % derin doz eğrileri.....	64
Şekil 4.10. 6 MV CoCrMo alaşımı için % derin doz eğrileri.....	64
Şekil 4.11. 18 MV Polietilen için % derin doz eğrileri.....	65
Şekil 4.12. 18 MV PMMA için % derin doz eğrileri.....	65
Şekil 4.13. 18 MV Silikon için % derin doz eğrileri.....	66
Şekil 4.14. 18 MV Alümina için % derin doz eğrileri.....	66
Şekil 4.15. 18 MV Titanyum için % derin doz eğrileri.....	67
Şekil 4.16. 18 MV Titanyum alaşımı için % derin doz eğrileri.....	67
Şekil 4.17. 18 MV Çelik için % derin doz eğrileri.....	68
Şekil 4.18. 18 MV CoCrMo alaşımı için % derin doz eğrileri.....	68

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Alümina plaka.....	53
Resim 3.2. Silikon plaka	53
Resim 3.3.Polietilen plaka	54
Resim 3.4.PMMA plaka.....	54
Resim 3.5. Titanyum plaka	55
Resim 3.6. Titanyum alaşımı plaka.....	55
Resim 3.7. Çelik plaka	56
Resim 3.8. 5cm su eşdeğeri katı fantom derinliğindeki 2 cm biyomalzeme.....	56
Resim 3.9. 5 cm su eşdeğeri katı fantom derinliğindeki 2 cm'lik çelik.....	57
Resim 3.10. 5 cm su eşdeğeri katı fantom derinliğindeki 2 cm'lik titanyum alaşımı	57
Resim 3.11. Clinac DHX lineer hızlandırıcı cihazı.....	58
Resim 3.12. Ölçüm düzeneği	59

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
A_i	i-inci elementin atom ağırlığı
Co	Kobalt
Cr	Krom
Fe	Demir
Mo	Molibden
Nb	Niyobyum
Ni	Nikel
PA	Poliasetal
PE	Poliyeten
PET	Poliyeten tereftalat
PGA	Poliglikolik asit
PLA	Poliaktik asit
PMMA	Polimetilmetakrilat
PS	Polisülfon
PTFE	Politetrasoroeten
PU	Poliüretan
PVC	Polivinil klorür
SiO₂	Silis

Simgeler	Açıklama
SR	Silikon kauçuk
Ta	Tantalyum
Ti	Titanyum
μ_i	İlgili bölgenin lineer atenüasyon katsayısı
ρ	Fiziksel yoğunluk
ρ_e	Suya göre elektron yoğunluğu
W	Tungsten
W_i	Atom ağırlığı A_i ve atom sayısı Z_i olan i-inci elementin ağırlık kesri
Z_i	i-inci elementin atom numarası
%DD	Yüzde Derin Doz
Kısaltmalar	Açıklama
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ASTM	Test ve malzeme için Amerikan Birliği
BT	Bilgisayarlı tomografi
ECUT	Elektron kesilme enerjisi
EGS	Electron Gamma Shower
ETAR	Eşdeğer doku hava oranı

Kısaltmalar**Açıklama****HU**

Hounsfield Unit

IMRT

Yoğunluk ayarlı radyoterapi

MB

Modified batho

MC

Monte Carlo

PBC

Pencil beam convolution

PCUT

Foton kesilme enerjisi

TAR

Doku-Hava Oranı

TLD

Termolüminesans dozimetre

TPS

Tedavi planlama sistemi

SSD

Kaynaktan olan uzaklık

1. GİRİŞ

Kanser tedavi yöntemleri çok disiplinli çalışmalar içerir. Teşhis ve tedavide cerrahi, medikal onkoloji ve radyasyon onkolojisi beraber çalışmaktadır. Radyoterapi, kanser hastalarının tedavisinde önemli yer tutmaktadır. Amerika Birleşik Devletleri verilerine göre kanser hastalarının %60'ı tedavilerinin belirli bir aşamasında radyoterapi görmektedir. Kanser tedavisinde bu denli önemi olan radyasyonun, insanlara doğru şekilde verilmesi gerekmektedir. Bu nedenle radyoterapide dozimetrik çalışmalar önemlidir.

Radyoterapinin amacı, yan etki ve toksisiteleri en aza indirerek kanseri lokal olarak tedavi etmektir. Bu amaca ulaşmanın en uygun yolu, radyasyon dozunu hedef hacime doğru vermek ve normal dokuların radyasyondan minimum derecede etkilenmesini sağlamaktır. ICRU 50 raporu doz dağılımındaki heterojenitenin +%7,-%5 aralığı içinde tutulması gerektiğini önermektedir [1]. Tümör bulunan bölgeye istenilen dozun verilebilmesi hastanın doğru tedavi edilmesi için çok önemlidir. Tümör volümü içerisindeki doz dağılımı üniform olmalıdır ($\pm\%5$) [2]. Enerji, ışınlanan dokuya radyasyon kaynağından yayılan birincil demet ile taşınır. Ancak enerji, birincil ışınlar tarafından dokuda üretilen ikincil elektronlarla dağılır. Doz dağılımı çoğunlukla bu ikincil elektronların erişme mesafesi ve yönüne bağlıdır. Işınlanacak bölgede bulunabilecek herhangi bir yabancı madde sekonder elektronların erişme mesafesini etkileyebileceği için doz dağılımlarında istenmeyen değişikliklere sebep olabilir.

Birçok ulusal ve uluslararası yönetmelikler radyasyon dozimetrisinde doğruluğu sağlamada homojen ortamlar için önerilerde bulunmaktadır [3]. Oysa insan vücudu farklı yoğunluktaki bileşenlerden oluşmaktadır: kemik, akciğer, diş ve hava boşlukları gibi. İnsan vücudunda doğal olarak bulunan bu homojen olmayan yapıların dışında, insan tarafından yapılan kalça, bacak, kol protezleri, çeşitli diş dolguları, spinal cord sabitleyici araçları bulunabilmektedir. 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 ulaşmada engel teşkil etmektedirler. Kanser

tedavisinde tümörün dozu eksik alması tümörün kontrolünün zorlaşmasına, metal etrafında dozun artmasına bağlı olarak dokuların ve kemiğin nekrozuna ve implantın fiksasyonunun azalmasına neden olabilir. 30 enstitünün sonuçlarına bakıldığında, protezi olan hastaların %1-%4 kadarının tedavisinin protezden etkilendiği belirtilmiştir [4]. Fakat tedaviyi nasıl etkilediği hakkında kesin bir görüş birliği yoktur. Bazı enstitüler protezi önemsemezken, bazıları protez tedavi alanının içinde kalmayacak şekilde planlama yapmaktadır. Bazıları hastaya az doz vereceklerse protezi önemsememektedir. Bazıları da dozu doğru hesaplayabilmek için dozdaki azalmayı doğru hesaplayabilen planlama sistemleri kullanmaktadır. Bazıları ise hedefte homojen doz dağılımı sağlamak için kompensatör kullanmaktadır. Bu tarz hastaların sayısı arttığından yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) tekniği kullanılarak yapılan tedaviler tercih edilmeye başlanmıştır. AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Task Group 63 raporunda bu tarz hastaların tedavisinde kullanılacak pratik öneriler verilmektedir [4].

Bir biyomalzemeye sahip hastanın radyoterapiye ihtiyaç duyması halinde protezinin radyasyonun doz dağılımına etkisi çeşitli araştırmaların konusu olmuştur. Biggs ve ark. (1988) pelvik ışınlamasında metal protezin varlığı durumunda Co-60 (gamma ışınları), 10 MV ve 25 MV'lik foton enerjileri ile protezin etkileşmesini incelemişlerdir [5]. İyon odası ile yaptıkları ölçümler sonucunda, 10 MV ve 25 MV'lik fotonlar için yaklaşık %2, Co-60 gammaları için ise %5 oranında dozda azalmanın olduğunu gözlemişlerdir. Erlanson ve ark. (1991)'ın yaptığı çalışmada titanyum alaşımı 6,20 ve 50 MV'lik fotonlarla ışınlanarak protez arkasındaki doz profilleri incelenmiştir [6]. Protezin arkasında %10-%40'lara varan oranda dozda azalma olduğu görülmüştür. Sibita ve ark. (1990) 6 ve 18 MV foton enerjilerini kullanarak çeşitli büyüklükte ve kimyasal bileşimde kalça protezlerinin etkilerini incelemişlerdir [7]. Çalışma %50'lere varan oranlarda dozda azalma olduğunu göstermiştir. Mesbahi ve ark. (2007)'ın yaptığı çalışmada, 9MV foton enerjisiyle titanyum, CoCrMo ve çelik malzemeleri MCNP kodu kullanılarak simüle edilmiş ve dozdaki değişiklikler incelenmiştir [8]. Ayrıca, 6-9 ve 15 MV foton enerjisi ile MCNP Monte Carlo program kodu kullanarak çelik ve titanyum silindirler modellenmiş ve dozdaki değişikliklere bakılmıştır [9]. Ding ve ark. (2001) 18 MV ile

titanyum, çelik ve CoCrMo kalça protezlerini modellemiş dozdaki azalmaları incelemişlerdir [10]. Baş boyun implantları için ise 2005 yılında yapılan çalışmada 6MV, 25 MV ve Co-60 enerjileri kullanılmış, çeneye yerleştirilen titanyum implantın doza etkisi termoluminesans dozimetre (TLD) ile ölçülerek değerlendirilmiştir [11]. Klein ve ark. (1992)'da ticari olarak kullanılan 4 ayrı meme protezi için foton doz dağılımındaki değişiklikleri mamografik bir fantomla kıyaslamışlar ve derin dozlarda önemli farklılıklar olmayacağını dolayısıyla protezlerin foton doz dağılımını etkilemeyeceğini bildirmişlerdir [12]. Shedbalker ve ark. (1980) radyasyonun silikon jel üzerindeki etkisini çalışmışlardır [13]. Değişik kalınlıklarda silikon jelini Co-60 ve 4 MV'lik foton enerjisi ile ışınlamışlar ve aynı ölçümü su fantomunda su ve tuzlu su ile de yaparak silikon jelin yarı tabaka kalınlığı ile lineer soğurma katsayılarındaki değişiklikleri incelemişlerdir ve sonuçların sudaki değerlere göre $\pm\%$ 2 sınırları içinde karşılaştırılabilir olduğunu gözlemlemişlerdir. Buna göre de silikon jelin lineer soğurma katsayısı ile yarı değer kalınlığının Co-60 ve 4 MV foton enerjisi için suda elde edilen değerlere deneysel hata sınırları içinde eşit olduğu gözlenmiş, meme protezlerinde kullanılan silikon jelin radyasyon doz hesaplarında bir etkisi olmadığına, silikon jelin doku gibi davrandığı sonucuna varmışlardır. Piontek ve ark. (1980) meme protezlerinde kullanılan silikon elastomerin radyasyon iletimini araştırmışlardır [14]. Silikon elastomer ve su için foton ışınlarında kütle azaltma katsayılarını, elektron ışınları için de kütle durdurma güçlerini ölçüp kıyaslamışlardır. 150 keV'den yüksek foton enerjileri için suyun ve silikon elastomerin kütle azaltma katsayıları eşit bulunmuştur. Elektron ışınları için de 2 MeV'den yüksek enerjilerde suyun ve elastomerin azaltma karakteristikleri eşit bulunmuş, 2-20 MeV aralığında suyun ve elastomerin elektron iletiminin benzer olduğu sonucuna varılmıştır. Bu sonuca göre silikon elastomer jelinin su eşdeğeri olduğu ve potansiyel bir bolus materyali olabileceği vurgulanmıştır. Patton ve ark. (1980) ise silikon meme protezlerinin doz dağılımına etkisini değerlendirmişlerdir [15]. Meme dokusunu temsil eden bir fantomla silikon protez içeren memeyi temsil eden bir fantom üzerinde Co-60 ile ışınlamalar yapmışlardır. Protez varlığının göğüs duvarının ilk 5 mm'sine ulaşan dozda % 8'lik bir azalmaya neden olduğu gözlenmiş fakat 5 mm'den daha ileri mesafelerde protez varlığının dozda önemli bir değişiklik yaratmayacağı sonucuna varılmıştır. Yine aynı çalışmada TLD kullanılarak

protezen kaynaklanabilecek geri saçılmalar ölçülmüş ve önemli bir fark bulunamamıştır. Sonuç olarak silikon protezin dozda çok küçük değişiklikler yaratacağı vurgulanmıştır. Krishnan ve ark. (1982) ise silikon jel meme protezin doz dağılımı üzerindeki etkisini 9-20 MeV elektron enerjisi, Co-60 ve 15 MV foton enerjileri için araştırmışlardır [16]. Mesbahi ve ark. (2006) akciğer doz hesaplamaları için Eclipse tedavi planlama sistemini Monte Carlo yöntemiyle ve deneysel olarak incelemiştir [17]. Büyük alanlar için iki algoritma deneysel sonuçlarla uyumlu bulunurken, küçük alanlarda tedavi planlama sisteminde bulunan algoritmalarla %33, Monte Carlo yöntemi ile deneysel sonuçlar arasında %2 oranında bir fark bulunmuştur. Çalışma sonucunda, küçük alan akciğer doz hesaplamaları için Monte Carlo algoritması kullanılması önerilmiştir.

Hudson ve ark. (1984) ortopedik ve diş protezleri ile 8 MV foton enerjisi kullanarak yaptıkları çalışmada, kurşun önünde %80, bakır önünde %35, çelik önünde %30 ve alüminyum önünde %5 oranlarında dozda artış gözlemlemişler ve bu artışın 4 mm'den daha kısa bir mesafede oluştuğunu tespit etmişlerdir [18].

Mian ve ark. (1943) titanyum için gamma ışınlarıyla yaptıkları çalışmada protezin önünde 2-3 mm'lik mesafede %15'lik bir doz artışı gözlemlemişlerdir. 6 ve 25 MV foton enerjileri için ise bu doz artışı daha düşük bulunmuştur [19].

Delacroix ve ark. (1990) Co-60 ışını kullanarak yaptıkları çalışmada çelik için %37,6 ve titanyum için %30 oranlarında geri saçılmaya bağlı olarak dozda artış gözlemlemişlerdir [20]. Elektron enerjilerinde enerji azaldıkça geri saçılan doz miktarının arttığı, buna karşılık foton enerjilerinde daha düşük oranlarda artış meydana geldiği tespit edilmiştir. Dozdaki bu artış Co-60 için protezin 3mm önünde ve 8 MV foton enerjisi için ise protezin 5 mm önünde gerçekleşmiştir.

Schwartz ve ark. (1979) titanyum, paslanmaz çelik ve vitalyum implantlarını 4 MV foton enerjisi ile ışınlamışlar ve implantların atom numaralarına bağlı olarak %29 ile % 36 arasında dozda artışa neden olduklarını gözlemlemişlerdir [21].

Wang ve ark. (1996) 6 ve 10 MV foton enerjileri ile titanyum, titanyum alaşımı ve altın alaşımı için yaptıkları çalışmada en yüksek geri saçılmayı atom numarası en

büyük olan altın alaşımında, en düşük geri saçılmayı ise atom numarası en düşük olan titanyum alaşımında bulmuşlardır [22].

Scrimger (1977) 8 MV foton enerjisi kullanarak iyon odasıyla yaptığı çalışmada, atom numarasıyla doğru orantılı olacak şekilde kurşun için %73, Cr-Ni için %33, alüminyum için ise %13 oranında dozda artış gözlemlemişlerdir. Geri saçılmanın çok ince metaller dışında metal kalınlığından, ışının gelme açısından ve alan boyutundan bağımsız olduğunu vurgulamışlardır [23].

Radyoterapide, protezli hastaların tedavi planlaması sağlık fizikçilerinin ve onkologların sıklıkla karşılaştıkları bir problemdir. Bu nedenle, protezin neden olduğu maksimum azalma ve azalma oranı sonuçlarının bilinmesi, tedavi planını belirlemede klinisyene yardımcı olacak yeterli bilgiyi sağlayacaktır. Türkiye’de ve yurt dışında yapılan çalışmalarda genellikle silikon ve kalça protezinde kullanılan belli başlı biyomalzemelerin çalışılmış olduğu görülmektedir.

Bu çalışmada, hasta sağlığı açısından büyük önem taşıyan silikon, titanyum, titanyum alaşımı, çelik, CoCrMo alaşımı ve daha önce çalışılmamış olan polietilen, PMMA (Poli(metil metakrilat)) ve alümina biyomalzemeler kullanılmıştır. Bu biyomalzemelerin seçimi, literatür taramasının yanısıra protezleri implante eden cerrahlarla ve onkologlarla görüşülerek yapılmıştır. DOSXYZnrc Monte Carlo kodu kullanılarak, seçilen biyomalzemeler tedavi enerjilerine göre modellenmiştir. Bu modelleme sonucu elde edilen % derin dozlar, fantomlar kullanılarak tedavi cihazlarında yapılan dozimetrik ölçümlerden elde edilen % derin dozlarla karşılaştırılmıştır. Ayrıca Eclipse tedavi planlama sistemi kullanılarak elde edilen % derin doz eğrileri karşılaştırmalarda kullanılmış ve sistemin doğruluğu araştırılmıştır. Bu karşılaştırma sonucu doku eşdeğerine en yakın biyomalzemeler bulunmuş ve biyomalzemelerin hastanın tedavisine nasıl bir etkide bulunduğu hakkında yorumlar yapılabilmektedir. Literatürdeki çalışmalarda sadece Monte Carlo simülasyonu ile elde edilen sonuçların verilmiş olduğu görülmektedir. Bu çalışmada, hem simülasyon hem de deneysel olarak biyomalzemelerin hasta tedavi dozuna etkilerinin büyük olduğu gösterilmiştir. Literatürde bilgi eksikliği bulunan alümina, PMMA ve polietilen biyomalzemeler için elde edilen sonuçlar hastaların tedavisinde büyük bir

boşluğu dolduracaktır.

Çalışmada, önce konu ile ilgili Genel Bilgiler sunulmuştur. Deneysel sistemin tanıtılması ve deney verilerinin sunulmasını Sonuç ve Öneriler bölümü takip etmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Biyomalzemeler

Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da yapay malzemelerdir. Bu amaca uygun olarak yeni malzemelerin geliştirilmesi için yoğun çaba harcanmaktadır. Bilimsel anlamda yeni bir alan olmasına karşın, uygulama açısından tarihi, insanlık tarihiyle yaşıttır. Mısır mumyalarında bulunan yapay göz, burun ve dişler bu durumu açıklamaya yönelik en iyi kanıtlardır. Altının diş hekimliğinde kullanımı 2000 yıl öncesine kadar uzanmaktadır. 19. yy ortasından itibaren vücut içi implantların kullanımı hız kazanmıştır. 1880’de fildişinden yapılmış protezler vücut içine yerleştirilmiştir. İlk metal protez vityum alaşımından 1938’de üretilmiştir. Ancak daha sonra bu protez, ciddi anlamda metal korozyonuna uğramış ve canlı organizmalar için tehlike oluşturmuştur [24].

1950’lerde kan damarlarının değişimi, 1960’larda kalça protezleri, 1970’lerde ise sentetik ameliyat ipliği gibi bir çok biyomalzeme kullanılmaya başlanmıştır. Son 30 yılda birçok metal, seramik ve polimer vücutun değişik parçalarının onarımı ve yenilenmesi için kullanılmaktadır [24].

Kristal yapıları ve çok güçlü metalik bağlar nedeniyle üstün mekanik özellikler taşıyan metal ve alaşımlarının biyomalzeme alanındaki payı çok büyüktür. Bir yandan ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak kullanılırken, öte yandan çene cerrahisinde, diş implantlarında, kalp damar cerrahisinde de kullanılmaktadırlar [24].

İnsanlarda kullanılmak için geliştirilen ilk metal alaşımı olan vanadyum, kırık kemiklerin tedavisinde vida ve plaka olarak kullanılmıştır. Ayrıca, Demir (Fe), Krom (Cr), Kobalt (Co), Nikel (Ni), Titanyum (Ti), Tantalyum (Ta), Niyobyum (Nb), Molibden (Mo) ve Tungsten (W)’den imal edilmiş olan alaşımların vücut içerisinde belli bir süre kullanımı uygun görülmüştür [25].

2.1.1. Metalik biyomalzemeler

Metalik biyomalzemeler kas-iskelet sistemimizin mekanik koşullarına en iyi uyum gösteren malzemelerin başında gelirler. Metalik biyomalzemeler belirli sınırlarda, ağır, uzun süreli, değişken ve ani yüklemelere karşı özelliklerini kaybetmeden dayanabilmeleri nedeniyle tercih edilmektedirler [26]. Metalik biyomalzemeler saf metal veya alaşım elemanlarına göre sınıflandırılırlar.

Bunlar;

- Paslanmaz çelikler
- CoCr alaşımları
- Ti alaşımları

Paslanmaz çelikler

Paslanmaz çelik kullanılarak imal edilmiş ilk metalik biyomalzeme Cr/Ni paslanmaz çelik implantıdır. Bu tip biyomalzemeler sağlam olmasından dolayı vanadyum'dan yapılmıştır. Daha sonraları 18/8 sMo paslanmaz çeliğinin % Mo oranı bir miktar daha arttırılınca tuzlu su solüsyonuna karşı korozyon dayanımı biraz daha artmıştır.

Bu alaşım ASTM 316 (American Society For Testing And Materials) paslanmaz çeliği olarak bilinen alaşımdır. 1950'de 316 paslanmaz çeliği içerisindeki karbon (C) maksimum %0,08'den %0,03'e indirilmiş ve alaşımın korozyon dayanımının tuzlu su solüsyonuna karşı daha iyi olduğu tespit edilmiştir. C oranı % 0.03'e düşürülmüş olan 18/8 CrNi paslanmaz çeliğine ASTM 316 L çeliği adı verilir [27].

Paslanmaz çeliklerde korozyon dayanımını etkileyen ana alaşım elamanı Cr'dur ve Cr'un en az %11 olması gerekmektedir. Krom aktif olmayan bir elementtir. Fakat krom ve krom alaşımlarının %30 nitrik asitli solüsyonlara karşı korozyon dayanımı mükemmeldir [27]. Şekil 2.1'de paslanmaz çelik görülmektedir.



Şekil 2.1. Yüksek nitrojen alaşımlı paslanmaz çelik

Nitrojen alaşımlı paslanmaz çeliğin biyouyumu uzun süreli klinik testlerle ispatlanmıştır.

- Materyalin bacak ve kafa kısmının uzun süre kullanımı için hem Co-Cr alaşımı hem de Zirkonyum alaşımı kullanılmıştır.
- Tek parçalı sistemle standart ölçülerde üretilmiştir.
- Boyun kısmının burulma dayanımını arttırmak için tasarımı değiştirilmiştir.
- Materyalin yüzeyi korozyon dayanımını arttırmak için cilalanmıştır.
- Mükemmel klinik sonuçlara ulaşılmıştır.
- Rapor sonuçlarına göre 7 yıl boyunca % 95 bozulmamıştır.

ASTM 316 ve 316 L östenitik paslanmaz çeliklerinden imal edilmiş metalik biyomalzemeler oldukça yaygın kullanım alanına sahiptir. Bu alaşımlar sıcak sertleştirme işlemlerine tabi tutulmazlar, fakat bu malzemelere soğuk sertleştirme uygulanabilir. Bu grup paslanmaz çelikler nonmanyetikler ve diğer paslanmaz çeliklere göre in-vivo ortamda daha yüksek korozyon dayanımına sahiptirler. Alaşıma Mo katılarak alaşımın tuzlu su ortamındaki çukurcuk korozyonuna karşı olan direnci arttırılır [27].

Bahsedilen bu özelliklerinden dolayı ASTM, biyomalzeme olarak kullanmak amacıyla, 316 L tipi paslanmaz çeliği, 316 paslanmaz çeliğinden daha fazla tercih etmektedir. 316 L ile 316 paslanmaz çeliği arasındaki fark, 316 L'de C oranının az oluşudur. ASTM standartlarında, "L" karbon içeriğinin düşük olduğunu ifade etmek için eklenmiştir [24].

CoCr alaşımları

Biyomalzeme olarak kullanılan iki tip kobalt-krom alaşımı vardır. Bunlar;

1- CoCrMo

2- CoNiCrMo alaşımlarıdır.

CoCrMo alaşımları dişçilik ve yeni geliştirilen yapay eklemlerde kullanılmaktadır. CoNiCrMo alaşımı ise CoCrMo alaşımlarına nazaran daha ağır y¼kler taşıyan, kalça ve diz eklemlerinde protez sapı malzemesi olarak kullanılmaktadırlar [27].

ASTM, CoCr alaşımlarını cerrahideki uygulamalarına g¼re 4 çeşit gruba ayırmıştır.

Bunlar;

- CoCrMo (F75)
- CoCrWNi (F90)
- CoNiCrMo (F562)
- CoNiCrMoWFe (F563), alaşımlarıdır.

CoCr alaşımlarında temel alaşım elementleri olan Co ve Cr alaşımın ç¼zeltilere karşı olan korozyon dayanımının %65'i Co tarafından sağlanmaktadır. Mo ilavesiyle, malzemenin yapısındaki tanelerde k¼c¼lme olduğu dolayısıyla malzemenin mekanik özelliklerinin iyileştiği g¼zlenmiřtir. Cr miktarının arttırılması alaşımın katı ç¼zeltilere karşı olan korozyon dayanımını daha da artırır [24]. Şekil 2.2'de CoCr alaşımı implantı g¼r¼lmektedir.



Şekil 2.2. Y¼ksek Co-Cr alaşımlı kalça protezi

1. Yüksek oranlarda Co-Cr'dan üretilmiştir.
2. Tek gövdeli veya çift parçalıdır.
3. Saten cilayla bütün gövde parlatılmış. Uzun sürelerle test edilmiştir.
4. Baş tarafı CoCrZr alaşımıyla üretilmiştir.
5. Standart ya da özel ölçülerde üretilebilmektedir.
6. Maksimum verim için doğru yerleştirilmelidir.

CoNiCrMo (F562) çelik standartlarına göre yaklaşık olarak %35 Co ve %35 Ni içerir. Bu alaşımın, Cl iyonları bulunduran deniz suyuna karşı olan korozyon dayanımı oldukça yüksektir. CoNiCrMo alaşımı ile CoCrMo alaşımları abrasiv aşınma testine tabi tutulmuş ve ortalama 0,14 mm/yıl'lık bir aşınma tespit edilmiştir. Bu nedenle eklem yerlerindeki karşılıklı çalışan mafsallarda aynı malzemedan yapılmış biyometallerin kullanılması tavsiye edilmiştir.

Ti alaşımları

1- Saf Ti ve Ti6Al4V

Titanyum, 1930'dan beri biyomalzeme olarak kullanılmaktadır. Çizelge 2.1.'de görüldüğü gibi titanyum, paslanmaz çelik ve vitalyum'a (CoCrMo alaşımı) göre daha hafiftir. Titanyumun, biyomalzeme uygulamaları için mekanik ve kimyasal özellikleri yanı sıra, hafif oluşu da önemli özelliklerden biridir [24].

Çizelge 2.1. Bazı metalik implantların özgül ağırlıkları

Alaşımlar	Özgül Ağırlık (g/cm³)
Ti ve Alaşımları	4,5
316 Paslanmaz Çelik	7,9
CoCrMo	8,3
CoNiCrMo	9,2
NiTi	6,7



Şekil 2.3. Ti-6Al-4V alaşımlı implant

Titanyumun, nontoksit yapısı, antimanyetik özelliği, hafif olması, mekanik özelliklerinin iyi oluşu, rahatlıkla küçük boyutlu numunelerin üretilebilmesi, yüksek dokudostu (biyokompatible) özelliğine sahip olması, korozyona karşı dirençli olması, elastiklik katsayısının kemiğinkine çok yakın olması gibi özellikleri, titanyumun ortopedik uygulamalarda biyomalzeme olarak kullanılmasını sağlamaktadır [28]. Şekil 2.3’de Ti6Al4V alaşımı implantı görülmektedir.

Titanyumun hafif olması, kimyasallar ve asitlerden etkilenmemesi, iyi korozyon direncinin olması, dokuda alerjik reaksiyon oluşturmaması, renk değiştirmemesi, tuzlu sudan etkilenmemesi, yüksek güç ve düşük yoğunluk gibi özelliklere sahip olmasından dolayı üstünlükleri bulunmaktadır. Titanyum işleme teknolojisi yüksek ve pahalı olsa da, bu üstün özelliklerinden dolayı; havacılık, uzay, uçak, tıp (kalça ve diz implantları, kalp valfi, diş dolgu maddesi v.s.), el aletleri ve hatta golf sopasına kadar pek çok kullanım alanına sahiptir [26].

2-TiNi Alaşımları

Bu alaşımlar, ısıtıldıklarında ilk şekillerine dönebilme yeteneğine sahiptirler. Bu özelliğe şekil hafıza özelliği denmektedir [24]. Şekil hafıza etkisinden biyomalzeme uygulamalarında; diş köprülerinde, kafatası içerisindeki damar bağlantılarında, yapay kalp için kaslar ve ortopedik protezlerde faydalanılır. Ni-Ti şekil hafızalı alaşımlarında oluşturulan gözenekli yapı, insan vücuduyla olan biyoyumundan dolayı biyomedikal uygulamalarda önemli bir uygulama alanına sahip olmuştur. Ti-Ni alaşımı insan vücudunda yapay olarak, sert dokuların cerrahi aşılama alanlarında

kullanılır [25].

2.1.2. Biyouyum

Biyouyumlu malzemeler, operasyon sonunda kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma ve pıhtı oluşumu v.s.) meydana getirmeyen malzemelerdir [24].

Biyolojik uyumluluk vücudun biyomalzemeyi kabul edebilirliğidir. Bu yüzden hem biyomalzeme, hem biyomalzemenin takıldığı vücut ortamı incelenmelidir. Seramikler, metaller, polimerler ve kompozit biyomalzemeler biyomalzeme olarak kullanılabilir ve insan sağlığına uyum sağlamaktadırlar. Biyomalzemelerin istenilen mekanik özelliklerinin yanı sıra, bu malzemelerin biyouyumluluğu vücut uzuvları ve organlarının tedavisinde ve değiştirilmesinde oldukça önemlidir. Yeni biyomalzemeler piyasaya çıkmadan önce, vücut içerisinde istenilmeyen bir etkiye neden olmamaları amacıyla detaylı biyolojik testlere tabi tutulmaktadır. İlk olarak vücut dışında daha sonra da vücut içerisindeki testler yapılmalı, bunu takiben klinik denemelerle malzemenin biyolojik güvenilirliği ve performansı tespit edilmelidir [29].

Biyomalzemeler, çok değişken koşullara sahip olan insan vücudu ortamında kullanılırlar. Vücut sıvılarının pH değeri farklı dokulara göre 1 ile 9 arasında değişir. Günlük aktivitelerimiz sırasında kemiklerimiz yaklaşık 4 MPa, tendonlar ise 40-80 MPa değerinde basınç ve gerilmeye maruz kalırlar. Bir kalça eklemindeki ortalama yük, vücut ağırlığının 3 katına çıkabilir, sıçrama gibi faaliyetler sırasında ise bu değer vücut ağırlığının 10 katına çıkabilir [24]. Vücudumuzdaki bu gerilmeler ayakta durma, oturma ve koşma gibi faaliyetler sırasında sürekli tekrarlanır. Biyomalzemelerin tüm bu zor koşullara dayanıklı olması gerekmektedir. Geçmişte gerek tahta, kauçuk gibi doğal malzemelerin, gerekse altın ve cam gibi yapay malzemelerin biyomalzeme olarak kullanımı deneme yanılma yoluyla yapılmıştır. Kullanılan biyomalzemenin vücut içerisinde kullanıldığı bölgeye göre özenle seçilmesi gerekmektedir. Çizelge 2.2'de insan vücudunun farklı bölgelerinde hangi alaşımların kullanıldığı görülmektedir [24].

Çizelge 2.2. İnsan vücudunda implant olarak kullanılan doğal ve sentetik malzemeler

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
<p><u>İSKELET SİSTEMİ</u> Eklemler Kırık Kemik Uçlarının Tespitte Kullanılan İnce Metal Levhalar Kemik Dolgu Maddesi Kemikte oluşan Şekil Bozukluklarının Tedavisinde Yapay Tendom ve Bağlar Diş İmplantları</p>	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
<p><u>KALP-DAMAR SİSTEMİ</u> Kan Damarı Protezleri Kalp Kapakçıkları Kataterler</p>	Poli (Etilen Teraftalat), Teflon, Poliüretan Paslanmaz çelik, Karbon Silikon Kauçuk, teflon, poliüretan
<p><u>ORGANLAR</u> Yapay Kalp</p>	Poliüretan
<p><u>DUYU ORGANLARI</u> İç Kulak Kanalı Göz İçi Lensler Kontakt Lensler Kornea Bandajı</p>	Platin Elektrotlar PMMA, Silikon, Kauçuk, Hidrojeller Silikon-Akrilat, Hidrojeller Kolajen, Hidrojeller

2.1.3. Silikon

Silisyum ametal karakterli kimyasal bir elementtir ve yerkabuğunun % 27,6'sı gibi büyük bir kısmını meydana getirir ve yeryüzünde oksijenden sonra ikinci en çok bulunan elementtir [30]. Doğada serbest olarak bulunmaz fakat hemen hemen bütün kayalarda, kum, kil ve topraklarda ya silis (SiO_2) halinde veya oksijen ve alüminyum, magnezyum, kalsiyum, demir, sodyum, potasyum gibi başka elementlerle oluşturduğu silikatlar halinde bulunur. Silisyumun fiziksel ve kimyasal özelliği karbona, yapısı da elmasa benzer, bu yüzden çok çeşitli bileşikler verebilir. Bu bileşiklerine silikon adı verilir. Bu bileşiklerde silisyum oksijen köprüleriyle birbirlerine bağlanır. Silikon moleküllerinin çoğunda silisyum atomlarına bağlı metil ya da fenil grupları yer alır. Ayrıca silisyuma halojen, alkil veya aril grupları da bağlanarak halkalı veya zincir yapıda bileşikler meydana gelebilmektedir [30].

2.1.4. Silikonun tıpta kullanımı

Silikonun tıpta kullanımı uzun yıllardır giderek artmaktadır. Cerrahinin pek çok

dalında silikon değişik formlarda kullanılmaktadır; rekonstruktif ve estetik cerrahi, kalp pilleri, penil implantasyonlar, intraoküler lensler bunlar arasında sayılabilir. Enjekte edilebilir sıvı silikon bir dönem sıklıkla kullanılmış ancak enfeksiyon ve akışkan maddeyle ilgili sorunlar yüzünden genel kullanımdan çekilmiş ve elastomerlerin kullanımı düşünülmüştür [30].

2.1.5. Elastomerler

Kauçuk şeklindeki silikon başlıca iki tipte mevcuttur. Isıtılmış-vulkanize tipi hazırlanan şekillerde burun ve çene protezlerini oluştururlar. Bir kez üretildiğinde şekilleri bozulmadan sürdürme eğilimi gösterirler. Dolayısıyla cerrahi ve medikal alanda implant uygulamaları için uygundur [31]. Silikonun tam boyutu için oyulması pütürlü, keskin kenarlar bırakabilir. Şekillendirilmeleri genelde zordur, bu yüzden vücut kontürüne tam adapte olamazlar; kendine özgü hafızası nedeniyle madde başka bir şekle alışamaz ve bu onun orijinal şekline dönmesine neden olabilir. Tüm bu eksikliklere rağmen silikon implantasyonlar hala sıklıkla ve özellikle kontür biçimsizliklerinin düzeltilmesinde kullanılmaktadır [30].

2.1.6. Silikon elastomerlerin tıpta kullanımı

Kanser cerrahisi ile eksize edilen maksillofasiyal dokular internal protezler kullanılarak yeniden yapılandırılmaktadır. Maksillofasiyal protezlerde kullanılacak materyaller biyoyumluluk, sertlik, dayanıklılık, hafiflik, fabrikasyon ve doğal görünüm gibi özelliklere sahip olmalıdır [30]. Polivinilklorid, sert veya plastisize akrilik reçineler, lateks lastik poliüretan, silfenilen elastomerler, klorine polietilen ve terpolimer akrilik lateks gibi pek çok malzeme bu amaçla kullanılmıştır [30]. Bu materyallerle karşılaştırıldığında silikon elastomerlerin daha iyi özelliklere sahip oldukları görülmektedir. Silikon elastomerler eksternal protezlerde ilk olarak 1960 yılında Barnhart tarafından kullanılmıştır [30]. Bu elastomerler günümüzde maksillofasiyal protezlerin (yüz protezleri, fleksibl obturatörler, implantlar, kombine orafasiyal prostetik aygıtlar) yapımında en çok tercih edilen materyallerdir. Fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklere sahip olması için materyal deri, oral ve burun mukozası dokularıyla uyumlu olmalı ve irritasyona sebebiyet vermemeli,

enflamatuvar veya yabancı cisim reaksiyonuna yol açmamalı ve nonkarsinojen olmalıdır [30]. Silikon elastomerleri, teknik yapım kolaylıkları ve hasta memnuniyeti sağlamaları nedeniyle klinik uygulamalarda tercih edilmektedir.

2.1.7. Silikon protezler ve kullanım alanları

Silikon protez endüstrisinde ihtiyaca göre birçok protez üretilmiştir. Bunlar doktor ve hastanın talebine göre vücudun çeşitli bölgelerinde farklı amaçlar için kullanılırlar. Aşağıda günümüzde üretilen ve kullanılan protez çeşitleri ve kullanım alanları belirtilmiştir [30].

1. Yüksek koheziv jel meme implantları, jel doldurulmuş yapılı meme implantları, jel dolu pürüzsüz meme implantları: Kozmetik büyütme ameliyatlarında, medikal ve kozmetik nedenlerden dolayı kontür düzensizliklerini gidermede, mastektomi sonrası memenin yeniden oluşturulmasında anatomik şekle göre kullanılır.
2. Doku genişletme aygıtları: Deri defektleri, doku kusur ve noksanlıklarının giderilmesinde, subkutanöz mastektomi sonrası meme yapımında ve diğer uygun mastektomi prosedürleri veya travmalarda, göğüs duvarı anormalliklerini gidermede kullanılır.
3. Silikon jel ürünleri: Keloid, hipertrofik yaraların ve ilgili eritemlerin giderilmesinde kullanılır.
4. Oval tendon boşluk gidericiler ve silikon çubuklar: Elin fleksör ve ekstensör tendonlarının yeniden yapılandırılmasında kullanılır.
5. Silikon yontulabilir bloklar ve silikon tabakalar: Medikal sınıf silikon elastomerden üretilir ve değişik konveks oval veya yuvarlak şekilde kalıplanır. Plastik ve rekonstruktif cerrahi uygulamalarında kemik uzantılarının ve kırık dokunun yerine, kozmetik büyütme, travmaları takip eden yeniden yapılandırılma durumlarında, konjenital bozuklukların düzeltilmesinde ve geliştirilmesinde keskin neşter yardımıyla yontularak kullanılır. Birbirlerine veya polyeşter ve diğer sentetik maddelere yapıştırılarak da kullanılabilir.
6. Katı silikon yüz implantları: Kozmetik büyütme, travma sonrası yeniden şekillendirme, konjenital bozuklukların düzeltilmesi veya geliştirilmesinde kullanılır.

7. Pürüzsüz silikon elastomer otoplasti implantları: Kısmi veya tam kulak yapımında kullanılır.
8. Baldır implantları: Baldırın kozmetik büyütme ameliyatlarında, konjenital düzensizliklerin düzeltilmesinde, baldırın travma sonrası yeniden yapılandırılmasında, nörolojik hastalıkların takibinde kullanılır.
9. Testis implantları: Tek veya iki taraflı konjenital testis yokluğunda, hastalık sonrası testislerin cerrahi alımında, travma veya diğer anormalliklerde, fizyolojik olarak uygun hastalarda kullanılır.

2.1.8. Polietilen ve PMMA(Poli (metil metakrilat))

Polietilen, çok çeşitli ürünlerde kullanılan bir termoplastiktir. Plastik endüstrisinde genelde ismi kısaca PE olarak kullanılır. Etilen polimerleştirilerek hazırlanan polimer ailesine polietilen denmektedir. Biyopolimerler, biyomalzeme olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir. Biyopolimerler, monomerlerin birbirlerine eklenmesiyle oluşan uzun zincirli büyük molekül ağırlıklı bileşiklerdir. Doğal polimerlerin yanında, bugün için sentetikleri de mevcuttur. Biyopolimerlere örnek olarak verilen polietilen (PE), poliüretan (PU), politetrasoroetilen (PTFE), poliasetal (PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), poliaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) gibi çok sayıda polimer, tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır. Polimerler, çok değişik bileşimlerde şekillerde (lif, film, jel, boncuk, nanopartikül) hazırlanabilmektedir. Sıvıları yapısına alarak şişebilir ya da istenmeyen zehirli ürünler (monomerler, antioksidanlar gibi) salgılayabilirler. Ayrıca, sterilizasyon işlemleri polimer özelliklerini etkileyebilir. PMMA ışık geçirgenliğinin iyi olması, sertliği ve kararlılığının yerinde olması nedeniyle, göz içi lenslerde ve sert kontakt lenslerde kullanımı yaygındır. Polietilen ise, tüp formundaki uygulamalarda ve kateterlerde; yüksek yoğunluklu polietilenler ise, yapay kalça protezlerinde; polivinilklorür (PVC), kan nakli ve diyalizde; polidimetilsiloksan, drenaj borularında, kateterlerde, bazı damar protezlerinde ve yüksek oksijen geçirgenliği sayesinde solunum cihazlarında kullanılmaktadır [31]. Piyasada daha çok akrilik cam ya da pleksiglas olarak bilinen PMMA renksiz ve şeffaf bir termoplastik polimerdir.

2.1.9. Alümina

Biyoseramik malzemelerin, biyoyumluluklarının üstün olması, zehirleyici etki göstermemesi, alerjik ve kanserojen olmamaları, kararlı kimyasal yapıları nedeniyle paslanma risklerinin olmaması, aşınmaya karşı dayanıklı ve oldukça da hafif olmalarından dolayı tıp teknolojisinde kullanımları yaygınlaşmış inorganik malzemelerdir. Biyoseramikler, polikristalin yapılı olup mikroorganizmalara, sıcaklığa, çözücülere ve pH değişimlerine karşı direnç göstermektedir. Biyoyumlu seramik malzemelere örnek olarak; alümina, hidroksiapatit ve biyoaktif cam verilebilir. Alümina; yüksek yoğunluk, yüksek dayanım, iyi bir korozyon dayanımı ve iyi bir biyoyumluluk özelliğinden dolayı kalça protezlerinde, diş implantlarında ve ortopedik uygulamalarda geniş bir kullanıma sahiptir. Alümina ve hidroksiapatit (HA), kemik dokusunun inorganik yapısında olup, kalsiyum fosfat esaslı bir seramiktir. Yapay kemik olarak çeşitli protezlerin yapımında, çatlak ve kırık kemiklerin onarımında ve metalik biyomalzemelerin kaplanmasında kullanılmaktadır. Bu uygulamalarda kullanılan alüminanın çoğu, iyi tane yapısına sahip, polikristalin alfa- Al_2O_3 'ün 1600-1700°C'de preslenmesi ve sinterlenmesi sonucu elde edilir. Alümina, 20 yılı aşkın süredir ortopedik uygulamalarda kullanılmaktadır [24].

2.2. Fantomlar

Fantomlar, doku içerisinde doz dağılımlarının incelenmesi için kullanılan insan dokusu eşdeğeri malzemelerdir. İnsan vücudunun büyük bir kısmı sudan oluşur ve kas ve yumuşak dokuların Z sayısı suya çok yakındır. Bundan dolayı temel doz dağılımları genellikle, evrensel olarak tekrarlanabilir olması, kas ve yumuşak dokuların radyasyon soğurma ve saçılma özelliklerine çok yakın olması ve üç boyutlu ölçüm yapabilmesi nedeniyle su fantomunda yapılır. Her zaman fantom olarak su kullanmak pratik olmayacağından, daha kullanışlı olan katı su fantomları gibi çeşitli fantomlar da geliştirilmiştir. İdeal olarak kullanılacak materyalin doku veya su eşdeğeri olabilmesi için kütle yoğunluğu, kütle başına elektron sayısı ve efektif atom numarası suya eşit olmalıdır. Fakat klinik uygulamalarda, MeV

mertebesinde enerjiye sahip fotonlarda en baskın olan etkileşme Compton saçılması olduğundan, kullanılacak olan fantom materyalinin, sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır [32].



Şekil 2.4. Su fantomu ve katı su fantomu

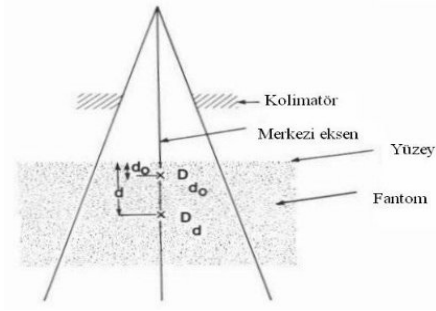
2.3. Derin Doz Dağılımı

Bir hastaya veya bir fantoma giren radyasyon demetinden soğurulan radyasyon dozu derinlik ile değişir. Bu değişim ayrıca radyasyonun enerjisine, derinliğe, alan boyutuna, kaynaktan olan uzaklığa (SSD) ve ışın demetinin kolimasyon sistemine de bağlıdır. Doku içerisinde soğurulan dozu hesaplamak için bu parametrelerin bilinmesi oldukça önemlidir. Radyasyon demetinin merkezi eksen boyunca oluşan derin doz dağılımının hesaplanması için önemli olan iki nicelik; Yüzde Derin Doz (%DD) (Percentage-Depth-Ratio) ve Doku-Hava Oranı (Tissue-Air-Ratio, TAR)'dır. Bu nicelikler genellikle iyon odaları kullanılarak su fantomlarıyla yapılan ölçümlerden elde edilirler [32].

2.4. Yüzde Derin Doz (% DD)

Merkezi eksen doz dağılımı, belirli bir derinlikteki dozu, referans derinlikteki doza normalize ederek belirlenebilir. Yüzde Derin Doz (% DD) niceliği, ışının merkezi eksenini boyunca herhangi bir d derinlikteki dozun (D_d), belirli bir d_0 referans derinlikteki doza (D_{d_0}) oranıdır:

$$\%DD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (2.1)$$

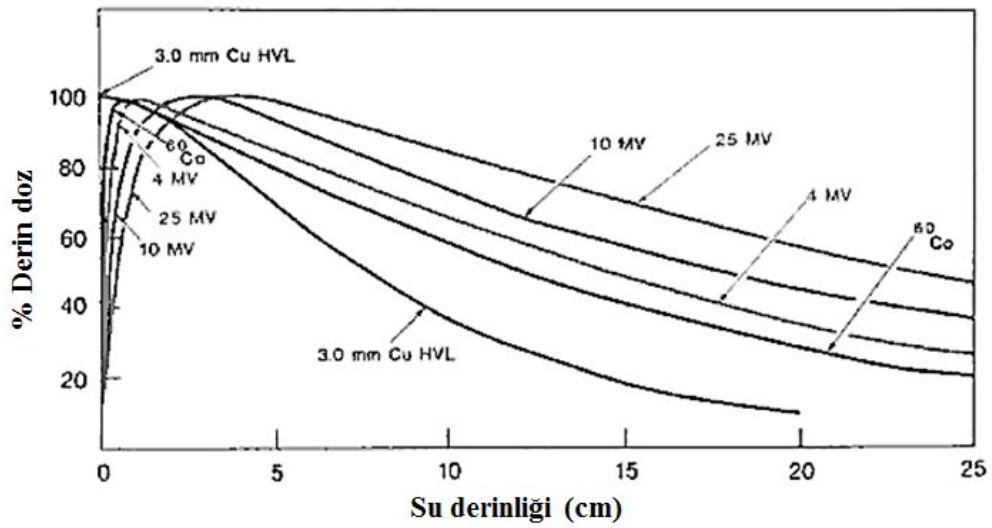


Şekil 2.5. Yüzde derin dozun şekil olarak gösterimi [32]

Orta ve düşük enerjili x-ışınları için referans derinliği genellikle yüzeyde alınır ($d_0=0$). Yüksek enerjiler için referans derinliği ise merkezi eksen üzerinde en yüksek soğurulan doz (build-up) noktasında alınır ($d_0=d_{max}$). Build-up noktasında soğurulan doz (D_{max}):

$$D_{max} = \frac{D_d}{\%DD} \times 100 \quad (2.2.)$$

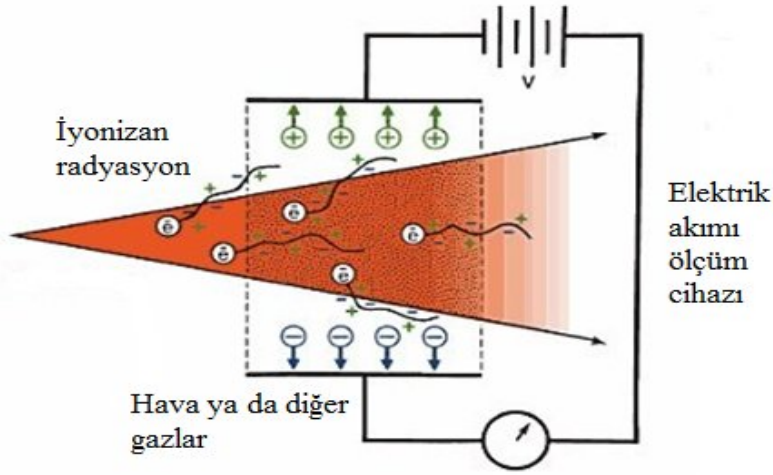
olur [32].



Şekil 2.6. Merkezi ekseninde farklı foton enerjileri için % derin doz dağılımları (10x10 cm² alan için) [32]

2.5. İyon Odası

İyonlaşma odası basit tipte bir dedektördür. Bunlar plakaların arasına gaz (genellikle hava) doldurulmuş olan kondansatörlerdir. Plakalar arasındaki elektrik alanı ile elektronla iyonun tekrar birleşmesi engellenir. Radyasyon dedektörlerinin pek çoğu, oluşan iyonları ayırmak ve saymak için bir elektrik alan kullanırlar. İyonlar ve elektronlar kendileriyle zıt yüklü plaklara doğru hareket ederler. Plakalara gelen iyonlar yük cinsinden sayılırlar.



Şekil 2.7. İyon odası yapısı [32]

Radyasyona maruz kalan gaz iyonize olur. İyonize olan gazın iyon çiftleri elektrik alanın etkisiyle zıt yönlerde hareket ederler ve dedektörün katodu ile anodunda toplanırlar. Katoda ve anoda ulaşan iyonlar sinyal ve akım oluşmasına neden olurlar. Oluşan akımın bir elektrik akım ölçüm cihazı tarafından kaydedilmesi ile radyasyonun oluşturduğu iyonlaşma tespit edilmiş olur. İyon odalarında, genellikle, duvar plastik ve karbon gibi atom numaraları havanın ve suyun etkin atom numaralarına yakın maddelerden yapılır.

İyon odaları radyasyon enerjisini elektrik sinyaline çeviren cihazlardır. İyon odaları kalibre edildikten sonra (cGy/C) elektrik sinyali radyasyon doz değerine dönüştürülebilir. İyon odasının karakteristik özelliklerine ve radyasyonun kalitesine bağlı olarak çok çeşitli düzeltme faktörleri kullanılabilir. Bir iyon odası temel

anlamda 100 V ile 1000 V arasında çalışan iki tane elektrot arasında kapalı veya açık gaz hacmi içerir. Radyasyon bu gaz ile etkileşerek iyon çiftleri oluşturur. Bu artı ve eksi yükler yüksek voltaj sayesinde elektrotlara sürüklenirler, oluşan akım elektrometre tarafından okunur. İyon odasının içindeki gaz hacmi kullanım tarzına göre $0,01 \text{ cm}^3$ ile 10000 cm^3 arasında, topladığı akım 10^{-14} A ile 10^{-7} A arasında değişmektedir [33].

2.6. PTW 31010 Semiflex 0,125 cc İyon Odası

31010 referans iyon odası, tarama işlemleri ve mutlak doz ölçümleri için kullanılmaktadır (Şekil 2.8). Yönelim bağımlılığı çok azdır. Duyarlı hacmi 0,125 cc'dir. Ölçüm hacmi yaklaşık olarak küre şeklinde olduğundan dolayı düz bir açısal cevabı vardır ve bunun yanında her üç ekseninde de düzenli yönelim çözünürlüğü bulunmaktadır. Küçük alanlar için ideal bir iyon odasıdır. Foton ve elektron demetlerinin her ikisi için de kullanılmaktadır. İyon odasının teknik özellikleri Çizelge 2.3' de belirtilmiştir.



Şekil 2.8. Semiflex iyon odası

Çizelge 2.3. Semiflex iyon odasının teknik özellikleri [33]

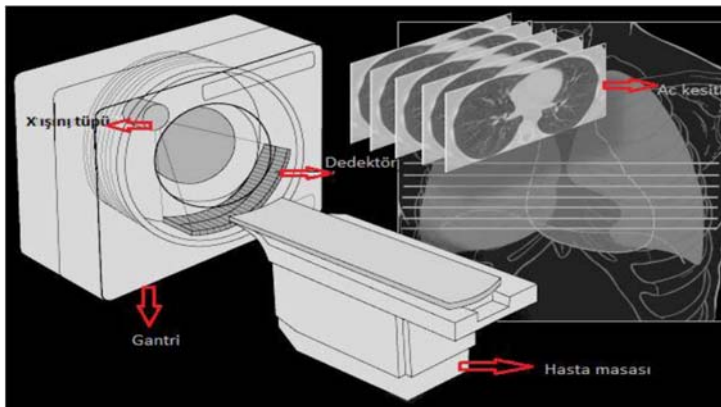
Duvar Malzemesi	0,55 mm PMMA 1,19 g/cm ³ 0,15 mm grafit 0,82 g/cm ³
Toplam duvar alanı yoğunluğu	78 mg/cm ²
Duyarlı hacim boyutları	Yarıçap 2,75 mm Uzunluk 6,5 mm

Orta elektrot	Alüminyum
İyon toplama süresi	100 μ s
Oda voltajı	\pm 100-400 V
Radyasyon ölçüm aralığı	66 keV- 50 MV foton 10-45 MeV elektron
Polarite etkisi	< %1
Kayıp akım	< \pm 4 fA

2.7. Bilgisayarlı Tomografi Sistemi

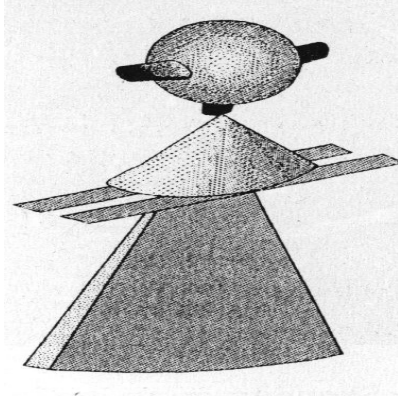
Tomografi, kelime anlamı olarak TOMOS (kesit) ve GRAPHY (şekil, resim, görüntü) şeklinde iki eski Yunanca kelimenin birleşiminden oluşur. Bilgisayarlı tomografide (BT) kesitsel görüntü bilgisayar yardımı ile elde edilir. Bilgisayarların görüntü oluşturmak için gereksindiği bilgiler, BT’de x ışınları ile elde edilir.

BT’nin düşünce ve matematiksel temelleri 1950-1960’lı yıllara dek uzanmaktadır. Fakat, BT 1972 yılında İngiliz mühendis ‘Sir’ Godfrey Hounsfield tarafından tasarlanmıştır. Hounsfield, EMIDEC 1100 adlı ilk İngiliz iş bilgisayarının yapıldığı EMI dizayn grubunda çalışıyordu. Çalışmada, aynı bölgenin çok çeşitli açılardan röntgen görüntüleri alınıyordu. Hounsfield, bu görüntüler ile ürettikleri bilgisayarın kapasitesini ölçmeye çalışırken BT’yi icat etti. BT aygıtında tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi olmak üzere 3 bölüm vardır. Tarayıcı hasta masası ve gantriden oluşur. Gantri içerisinde, tüp ve dedektör sistemi bulunur. Masa gantri boşluğu içerisine girip çıkabilir (Şekil 2.9).



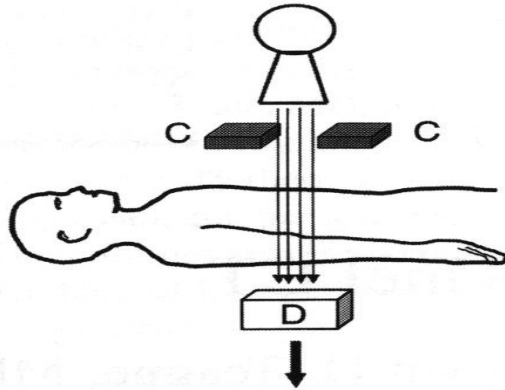
Şekil 2.9. BT Cihazında kesitsel görüntü [35]

Her kesit alma işleminden sonra masa bir miktar hareket ettirilir. Bu şekilde hastanın incelenen bölgesinden ardışık kesitler alınabilir. BT'nin kesit alma esasına dayanan bir görüntüleme yöntemi olduğu için istenilen kesit kalınlığına eşit kalınlıkta bir x-ışın demeti yeterli olacaktır. Bu nedenlerle tüpten çıkan x-ışınları kolime edilerek yelpaze şeklinde bir demet haline getirilir (Şekil 2.10) [34].



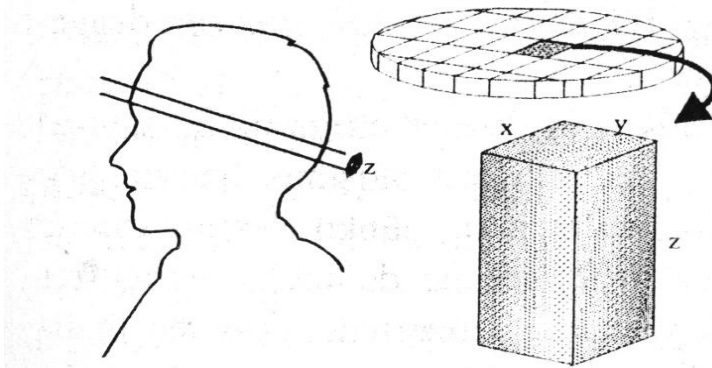
Şekil 2.10. BT'de kesitsel görüntü oluşturabilmek için, tüpten çıkan x ışınları, kolime edilerek yelpaze şeklinde bir demet haline getirilir

Işın demetinin kalınlığı operatör tarafından belirlenir. Hasta vücudundan geçirilen bu x-ışını demeti diğer uçta x-ışınlarına hassas bir dedektör zincirine ulaşır (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Kolime edilerek hasta vücudundan geçirilen x-ışını demeti diğer uçta x ışınlarına hassas bir dedektör zincirine ulaşır. X-ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun değişik dokularında değişen oranlarda azalmaya uğrar [34]

Dedektörlere ulaşan x-ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun değişik dokularında değişen oranlarda azalmaya uğrar. Dedektörlerde saptanan bu zayıflama miktarı bilgisayarlarla değerlendirilir. Birçok matematiksel işlem içeren oldukça karmaşık bir süreç sonucu, x-ışınlarının taradığı alanın her bir noktasının x-ışını azalma katsayısı hesaplanır. Bu değerlerin saptanmasından sonra görüntüyü oluşturmak oldukça basit bir işlemdir. Bilgisayar ünitesinde tarayıcı sistemden gelen bilgiler, birçok matematiksel işlem ve algoritmalarla değerlendirilip işlenir. Daha sonra bu işlemlerden elde edilen sonuçlar, tarama alanını temsil edecek, sayılardan oluşmuş bir haritaya dönüştürülür. Bu işleme rekonstrüksiyon adı verilir. Harita cihaz üreticilerinin belirledikleri sayıda eleman içerir ve haritanın eleman sayısı örneğin 520x520 gibi ifade edilir. Bu ifade bize haritada alt alta sıralanan 520 çizgi, her bir çizgide 520 eleman olduğunu gösterir. Tarama sonucu elde edilen bilgiler, bu eleman sayısı kadar değeri hesaplamak amacı ile kullanılır. Yapılan birçok matematiksel işlemden sonra bilgisayar hafızasında organizmanın belli bir kesitine ait harita eleman sayısı kadar değer vardır. Bu elemanlardan herhangi birinin sahip olduğu değer, o elemanın organizmada temsil ettiği odağın x-ışınlarını zayıflatma gücüne eşittir. Organizmadaki bu odağın, kesit düzlemine paralel x-birim uzunluğunda ve y birim genişliğinde iki boyutu vardır. Bunun yanı sıra x-ışını demet kalınlığına eşit derinlik boyutu da olacaktır. Bu durumda, noktasal odağın hacim boyutunda ele alınması gerekmektedir. Bu hacme voksel (voxel) adı verilir ve hacim elemanı anlamına gelen ingilizce (volume element) sözcüklerinin kısaltmasından oluşur (Şekil 2.12).

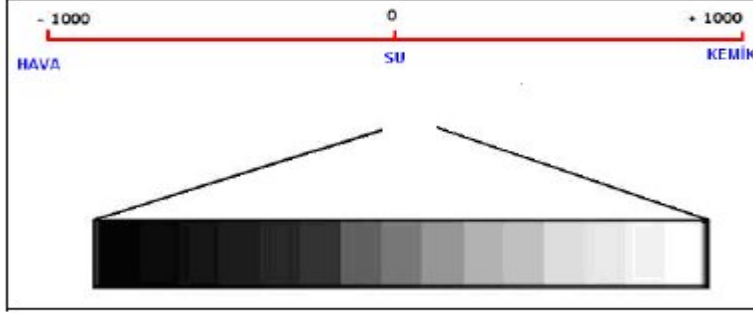


Şekil 2.12. Taranan dokunun kalınlığı x-ışını demet kalınlığına eşittir. Haritadaki her eleman bu kalınlıkta bir doku odağını temsil eder. Dolayısıyla her harita elemanının hacimsel bir boyutu vardır [34]

Görüntüleme biriminde harita elemanlarının her birine sahip oldukları rakamsal değerlere bakılarak gri skaladan bir renk kodu verilir. Harita, bilgisayar ekranında, harita elemanlarının tek tek gri tonlarda renklendirilmelerinden sonra, siyahtan beyaza doğru değişen noktacıklar içeren bir resme dönüştürülür. Bilgisayar ekranında görülen resim, aslında renkle kodlanmış harita elemanlarından meydana gelen birçok noktacıktan oluşmaktadır. Resmin en küçük elemanı olan bu noktacıklara piksel, resimdeki piksel sayısını belirten, noktacıkların ve çizgilerin birleşiminden oluşan örgüye de matriks (256x256- 520x520 gibi) adı verilir. Piksel (pixel) İngilizce de resim elemanı (picture element) anlamına gelen sözcüklerin kısaltılmasından oluşmuştur [34].

BT’de her bir vokselde hesaplanan x-ışını azaltma katsayısını standart bir değer ile belirtmek amacıyla Hounsfield skalası olarak adlandırılan bir referans sistemi kullanılmaktadır. Hounsfield skalasında x-ışını azaltma değerleri -1000 ve 1000 arasında 2000 birim içerisinde sınıflandırılmıştır. Bu skalaya göre suyun azaltma değeri sıfır, kemik gibi çok yoğun oluşumlar için bu değer 1000, hava için -1000 olarak kabul edilmiştir. Yağ dışındaki yumuşak dokular 30-100 arasında azaltma değerine sahipken, yağ dokusu BT’de -60 ile -200 arasında değerler alır [35].

Bilgisayar ekranında izlenen görüntü aslında renkle kodlanmış bir harita olduğuna göre, bu haritanın renklendirme kriterleri değiştirilerek görüntü üzerinde değişiklikler yapılabilir. Bu pencereleme (windowing) denilen bir işlemle kolayca yapılabilir. İnsan gözü 20 adet gri tonu ayırt edebilir. Pencerelemede amaç, siyah beyaz arasında değişen bir spektrumda yaklaşık 20 tonu ayırt edebilen bir insan gözünün Hounsfield skalasındaki -1000, +1000 aralığında istediği oluşumları seçmesini sağlamaktır. Sistem x-ışını azalma değeri en yüksek piksellere beyaz rengi atar, azalan değerleri giderek daha koyu gri tonlarla renklendirir ve en düşük değerleri siyaha boyar. Gri tonlarla tüm skala boyanmak istenirse 2000 HU’lik bir spektrumda her bir 100 ünite için bir gri ton kullanılacak demektir. Bu da hemen hemen tümü 30-100 HU aralığına düşen yumuşak dokuların birbirinden ayırt edilememesine yol açacaktır. Bu nedenle, gri renk skalasının, oluşumların birbirinden ayırt edilmesini kolaylaştıracak şekilde kullanılması gerekmektedir (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. Hounsfield skalasında gri tonların dağılımı [35]

Pencereleme işleminde birisi pencere genişliği (window width) diğeri de pencere seviyesi (window level) olmak üzere ayarlanabilen iki parametre vardır. Pencere genişliği, istenilen oluşumların HU değerlerini içine alan, istenmeyenleri dışarıda bırakan Hounsfield skala bandıdır. Bu durumda sadece seçilen bant içerisinde kalan HU değerleri gri bir renk tonu alırken, bandın dışında kalan HU değerleri ya beyaz ya da siyah renk ile boyanırlar. Pencere seviyesi ise seçilen pencere genişliğinin orta noktasıdır. Örneklenecek olursa, -50, +150 arasındaki oluşumlar iyi gösterilmek istenirse, bu durumda pencere genişliğinin 200 HU, pencere seviyesinin ise orta noktası olan +50 HU olması gereklidir. Görüldüğü gibi parametrelerin bu şekilde seçilmesiyle her bir 10 ünite için ayrı bir gri ton kullanılacağından, x-ışınını birbirinden farklı azaltan ve oluşumların (-50 ve + 150 arasındaki) farklı bir renk değeri ile temsil edilme şansları artacaktır. Diğer taraftan 50 HU altında kalan değerlerin tümü siyah, +150 HU üzerindeki tüm değerler ise beyaz görülecektir. Bu ayarların, organ ve oluşumların en iyi görüntülenebilecekleri şekilde seçilmeleri halinde, en uygun inceleme yapılacaktır. Ayarlama sonucu, bazı oluşumların tam siyah veya tam beyaz gösterilmesi organ veya oluşumun incelenmesini zorlaştıracaktır.

Bilgisayarlı tomografi, klinik ve fiziksel bilgi elde etmek amacıyla radyoterapi planlamasında rutin olarak kullanılmaktadır. Fiziksel bilgi; büyüklük, şekil, yerleşim, inhomojenite, HU ve buna bağlı olarak elde edilen rölatif elektron yoğunluğundan oluşmaktadır.

$$HU = 1000 (\mu_i - \mu_{su}) / \mu_{su} \quad (2.3)$$

μ_i : İlgili bölgenin lineer azalma katsayısı

$$\rho_e = (HU + 1000) / 1000 \quad (2.4)$$

ρ_e : Suyu göre elektron yoğunluğu

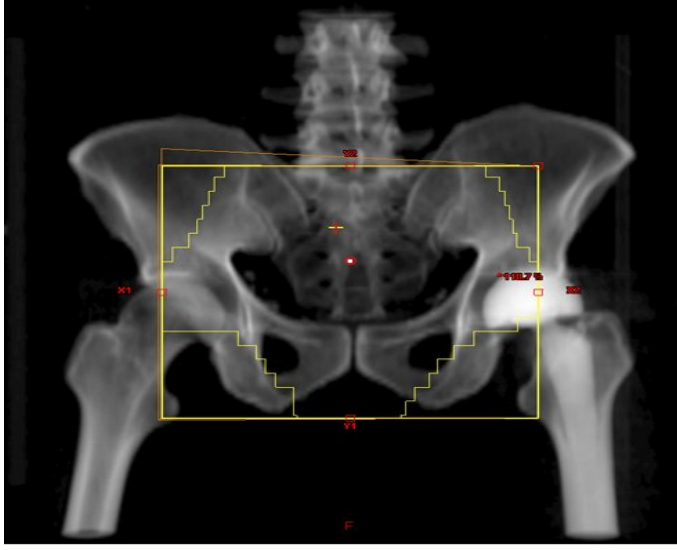
Eşitlik 2.3'deki gibi, hesaplanan HU değeri tedavi planlama sistemi (TPS) tarafından elektron yoğunluğuna (cm^3 başına e^- sayısı) çevrilir [36].

Hounsfield unit değeri, suyun soğurma katsayısındaki %0,1'lik değişimi vermektedir. İki farklı enerjide azalma katsayıları ölçülürse BT sayıları ile dokuların elektron yoğunluğu (elektron/ cm^3) ve atomik sayısı hakkında bilgi edinilir.

Radyoterapi tedavi planlamada BT, eksternal kontura uyan hedef hacimi ve çevre dokuları belirler, BT numaraları sayesinde doku heterojenite düzeltmeleri için kantitatif verileri verir. Doku inhomojenite düzeltmeleri yapılmazsa, doz dağılımlarında çok ciddi hatalar olabilir. Tedavi planlama sistemlerinde bulunan doz hesaplama algoritmaları, BT kesitlerinden elde edilen elektron yoğunluk değerlerini ve bazı düzeltme faktörlerini kullanarak doz hesabı yapmaktadır.

2.8. Bilgisayarlı Tomografi Artefaktları

Artefakt görüntü, üzerinde gerçek oluşumları bozan veya hayali oluşumlara neden olan istenmeyen görüntülerdir. Diğer radyolojik incelemelerde olduğu gibi bilgisayarlı tomografide de birçok nedene bağlı olarak artefaktlar gelişir. Burada önemli olan görüntüde artefaktların tespit edilmesi ve nereden kaynaklandığının bilinmesidir. Aksi halde tanıya yanılgılara yol açabilir. Özellikle hasta kaynaklı bazı artefaktların düzeltilmesi için teknisyenin artefaktları iyi bilmesi gerekir. Bilgisayarlı tomografide artefaktlar; verilerin oluşturulması, elde edilmesi, ölçülmesi ya da işlenmesi aşamasında ortaya çıkmaktadır. Bilgisayarlı tomografide hasta hareketleri, ışın sertleşmesi, parsiyel volüm ve diğer nedenler artefaktlara neden olur (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. Kalça protezinin yol açtığı artefakt görüntüsü

2.8.1.Hareket artefaktları

Bilgisayarlı tomografi incelemesinde kesit alınırken hastanın hareket etmesi incelenen anatomik yapının değişmesine neden olacağından elde edilen verilerde tutarsızlık olur. Rekonstrüksiyon-reformasyon sonrasında görüntü üzerinde hareket yönü doğrultusunda birbirine paralel çizgiler halinde artefaktlar oluşur. Hareket artefaktı, uzun süre kesit alan cihazlar için çok önemli bir sorundu. Günümüzde cihazların çok kısa sürede kesit alması bunu önemli sorun olmaktan çıkarmıştır.

2.8.2. Işın sertleşmesi

X-ışını tüpünden çıkan ışınların enerji düzeyleri birbirinden farklıdır. Yani bu ışınların bir kısmı yüksek enerjili iken bir kısmı da düşük enerjilidir. Bu nedenle x ışınları inceleme esnasında geçtikleri değişik anatomik yapılarda farklı şekillerde giricilik ve soğurma özelliği gösterir. Bilgisayarlı tomografide kullanılan x-ışınları heterojen özelliktedir. Heterojen ışınların düşük enerjili olanları incelenen alanı geçerken soğrulur. Yüksek enerjili olanları ise daha az soğrulur. Buna bağlı olarak incelenecek alanı geçip dedektöre ulaşan x ışınlarının ortalama değeri, tüpten çıktığı andaki ortalama değerinden daha yüksek olur. Bu duruma, ışın sertleşmesi (beam-hardening) etkisi denir. İnceleme alanları yani organizmadaki oluşumlarda heterojen yoğunlukta olduğu için x-ışını demetinin buralardan geçmesi, farklı oranlarda ışın

sertleşmesine neden olur. Özellikle organizmanın kalın ve yoğun bölgelerinden (kemik doku gibi) x-ışını geçerken yüksek enerjili olanlar, daha az soğurma olduğundan daha belirgin ışın sertleşmesi olacaktır. Bu durum, özellikle yoğun oluşumlar arasında bulunan daha az yoğunluktaki oluşumların voksel değerinin, olması gerekenden daha düşük hesaplanmasına neden olur. Örneğin, beyin incelemelerinde bu durum çarpıcı olarak görülür. Işın sertleşmesine bağlı artefakt, görüntülerde siyah çizgiler şeklinde görülmektedir. Işın sertleşmesi artefaktı tamamen giderilemez. Bunu azaltmak için, ışın filtreleme teknikleri ve bazı bilgisayar programları kullanılır; ayrıca inceleme alanından alınan kesit kalınlıklarını azaltıp mAs değerinin artırılması da ışın sertleşmesinin etkilerini azalır.

2.8.3. Parsiyel volüm etkisi

Bilgisayarlı tomografide bu artefakt, cihazın veri elde etme tekniğinden kaynaklanır. Voksel içindeki dokuların, x-ışını azalması tek bir değer olarak hesaplanır; hesaplanan bu değer görüntü oluşumunda kullanılır. Bir voksel içinde bulunan dokunun, x- ışını azalma katsayısı, o dokunun x- ışını azalma katsayısı ile aynıdır. Bazı durumlarda bir vokselde, birden fazla doku bulunabilmektedir. Böyle bir durumda dokuların oranı eşit ise voksel değeri, dokuların değerinin toplamının ikiye bölünmesi ile bulunur. Örneğin bir voksel içinde bulunan dokulardan birinin değeri +50 HU, diğeri +100 HU ise ortalama değer +75 HU'dır. İşte bu durum parsiyel volüm etkisi olarak tanımlanır. Parsiyel volüm etkisi, dansite bakımından birbirinden çok farklı değerlere sahip inceleme alanlarında, çizgi ya da bant şeklinde artefaktlar oluşturur. Bu artefaktlar daha çok paranazal sinüslerin ve petroz kemikler içinde mastoid hücrelerin incelenmesinde görülür. Ayrıca inceleme alanı içinde metalik cisimlerin (amalgam diş dolgusu, metalik klip vb.) bulunması da bu artefaktın oluşmasını sağlar. Parsiyel volüm etkisini ortadan kaldırmak mümkün değildir. Ancak inceleme sırasında alınan kesitlerin kalınlığı azaltılarak bu artefakt bir ölçüde engellenir. Metalik cisimlerin oluşturduğu artefaktları engellemek için kesit açısı değiştirilir.

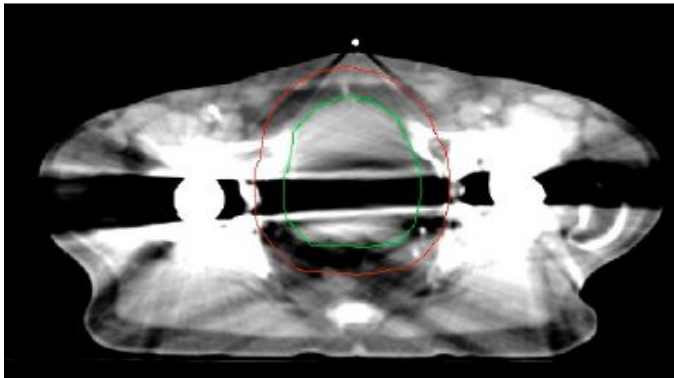
2.8.4. Diğer artefaktlar

Bilgisayarlı tomografide en sık görülen artefaktlar; ışın sertleşmesi, hasta hareketleri ve parsiyel volümden kaynaklanan artefaktlardır. Bunların dışında daha farklı nedenlerden kaynaklanan artefaktlarda mevcuttur. Bunlar;

- X-ışını üretiminden kaynaklanan düzensizlikler,
- Anot yüzeyinde küçük düzensizlikler,
- Anot dönüşünden kaynaklanan problemler,
- Voltaj oynamaları.

Ayrıca dedektörlerden kaynaklanan artefaktlar da vardır [35].

Radyoterapi doz hesaplamalarında heterojenite düzeltmeleri elektron yoğunluğuna dayanır. Radyoterapinin amacı, tümör hacminde homojen bir doz dağılımı sağlarken etrafındaki sağlıklı dokuları korumaktır. Fakat protezli hastalarda protezi oluşturan elementlerin atom ağırlıkları yüksektir ve insan dokusundan daha yoğundur. Bu nedenle fotonlar protezi geçtiklerinde hedef hacmi gölgeleyebilirler ve homojen doz dağılımını bozabilirler. Basit bir protezin varlığında, standart olmayan bir tedavi planı kullanarak protez tedavi alanı dışında bırakılabilir. Fakat bilateral protezli hastalarda bu planlamayı sağlamak genelde mümkün değildir [37].



Şekil 2.15. Bilateral kalça protezine sahip bir hastanın pelvis BT görüntüsü [37]

BT'si çekilen hastada eğer bilateral protez varsa görüntüde artefaktların oluştuğu görülür. Şekil 2.15'e bakıldığında, protezin etrafında parlak düz çizgiler, protezlerin

arasında ise karanlık bir bant görülmektedir. Bu nedenle görüntü okunamamaktadır. Fotonun azalması çok fazla ise ve dedektöre foton ulaşmıyorsa, eksik data ya da gap oluşur. Bunlar iki etkiye neden olur. Düşük azalmanın yol açtığı düşük BT numaraları “hollow” (boşluk) etkisine yol açar. Diğer etki ise parlak düz çizgiler şeklinde görülen artefaktır. Bu artefaktlar iki soruna yol açar. Protezlerin doğru elektron yoğunluğu ve dış konturu belirlenemez. Genelde hastadaki protezin yapısı, şekli ve yoğunluğu hakkında bilgi edinilememesine neden olur. Son 10-15 yıldır BT’deki oluşan bu artefaktları çözmek için birçok araştırma yapılmıştır. Genel olarak bu sorundan kurtulmanın 3 yolu vardır. En kolay yöntemi, protezden sakınarak atenüasyonun az olmasını sağlamaya çalışmaktır [38, 39].

İkinci yol ise x-ışınının enerjisini arttırmaktır. Fakat teknik sorunlardan dolayı bu kısıtlıdır. Üçüncü ve en komplike yol ise kayıp dataların değerlerini yapay olarak girerek tekrardan imajı oluşturmaktır [40]. Fakat yüksek kaliteli imaj oluşturmak için önerilen bu yöntemler olmasına rağmen klinikte rutin olarak bunlar uygulanmamaktadır. Çünkü bilgisayarlı sistemlerin olanakları iyi değildir. Bunun tek istisnası, genişletilmiş CT ölçeği kullanılmasıdır. Bu, metal protezlerin yol açtığı artefaktları azaltmak için farklı bir yaklaşımdır. BT numarası yaklaşık 20000 ve 30000 civarında olan metal objeler yüz binlerce HU’ de artefakt yaratabilir ve bu nedenle bilateral protezin yol açtığı artefakt BT ölçeğinin limitlerini aşabilir. HU değeri azaltılarak metal ve metalin çevre sınırları ayırt edilebilir [37].

Fotonla yapılan tedavide, BT numaraları kullanılarak hesaplanan doz dağılımının doğruluğu elektron yoğunluğuna göre oluşturulan BT numaraların doğruluğuna bağlıdır. Compton etkileşmesinin baskın olması nedeniyle bu ilişki kullanılabilir. Elektron yoğunluğu dağılımındaki hata, tarayıcının tipine, ölçümler arasındaki değişikliğe ve imajdaki objenin yerleşime bağlı olarak değişiklik gösterir [41]. Çoğu yumuşak dokunun efektif atom numarası suyununkiye yakındır. Fakat metalik implantların efektif atom numaraları suyunkinden farklılık gösterir. Örneğin Ti alaşımının ki 21,7 iken CoCrMo’ unki ise 27,7 dir. Fakat, kemikten daha yoğun materyalin elektron yoğunluğunu belirleyebilmek için BT numarası tam olarak yeterli değildir. Genişletilmiş BT aralığı kullanılmadığı durumda BT görüntülerinde

görülen maksimum HU değeri 3071'dir. Fakat protezin gerçek BT numarası bu değildir. Bu değer kullanılarak hesaplanan doz da doğru olmayacaktır. Tedavi planlama sistemine (TPS) doğru elektron yoğunluğu ve fiziksel yoğunluk girilerek yapılan genişletilmiş BT ölçeğinin kalibrasyonu ile eğer TPS algoritması verilen bilgiden doğru bir şekilde faydalanabiliyorsa, protez olması durumunda dahi hesaplan doz doğru olur [37].

Bir materyalin elektron yoğunluğu (ρ_e), onun kütle yoğunluğundan (ρ) hesaplanabilir [2].

$$\rho_e = \rho N_A \sum \frac{W_i Z_i}{A_i} \quad (2.5)$$

Fomüldeki ρ fiziksel yoğunluğu, N_A avogadro sayısını ($= 6,022\ 045 \times 10^{23}$ mol⁻¹), Z i-inci elementin atom numarası, A_i i-inci elementin atom ağırlığını temsil etmektedir. Burada w_i ise atom ağırlığı A_i ve atom sayısı Z_i olan i-inci elementin ağırlık kesridir [37].

Rölatif elektron yoğunluğu ise materyalin elektron yoğunluğunun suyun elektron yoğunluğuna bölünmesiyle elde edilir [37].

Yüksek atom numarasına sahip protezlerin neden olduğu artefaktlara bağlı olarak BT numaraları ve buna bağlı olarak da protezin elektron yoğunluğu teorik olarak hesaplanan elektron yoğunluğundan farklılık göstermektedir. Radyoterapide tedavi planlama sisteminin daha doğru bir doz hesaplama yapabilmesi için hastadaki protez BT görüntülerinden kesit kesit kontürlendikten sonra yüksek atom numaralı protezin elektron yoğunluğu yada fiziksel yoğunluğu manuel olarak sisteme girilmelidir [37].

2.9. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Dokuda soğurulan dozu bulmak için çeşitli hesaplama yöntemleri vardır. Bu yöntemlerin hepsi de hasta için, ışınlanacak dokulardaki soğurulan dozların hesaplanmasını sağlar. Bu hesaplamalar, hem birincil foton demetinden gelen, hem

de doku içerisindeki ikincil etkileşimlerden gelen katkıya dayandığı için oldukça karmaşıktır. TPS'ler ile hasta için en uygun doz planı yapılırken sistemler kendi içlerindeki algoritmalar ile bu karmaşık hesabı yaparlar. Modern bilgisayarlı planlama sistemleri ile sanal ortamda gerçeğe en yakın doz hesaplama algoritmaları oluşturulabilir. Bu algoritmalar; düzeltme/ölçüm tabanlı algoritmalar, model tabanlı ya da Monte Carlo tabanlı olabilir.

2.9.1. Düzeltme/ ölçüm tabanlı algoritmalar

Bu algoritmada, referans koşullar altında düzenli tedavi alanları için su fantomunda yüzde derin doz, doz profilleri ve output faktörü ölçümleri yapılmalıdır. Hasta dozu, belirli tedavi alanları için doku eksikliği, doku inhomojenitesi gibi pek çok düzeltme uygulanarak bulunur. Bu metot tamamen ölçüm verilerine dayanır ve oldukça hızlıdır. Su fantomunda ölçülen derin dozlar arasında interpolasyon yaparak dozu hesaplar ve çeşitli derinliklerde alınan doz profillerini kullanır. Doku düzensizlikleri, inhomojenite ve ikincil elektronlar doz hesaplamasında göz ardı edilir [32].

2.9.2. Model tabanlı algoritmalar

Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanmış olan ışın karakteristikleri kullanılır. Ortamda oluşan etkileşimlerin birim elementi olan kerneller, Monte Carlo yöntemi ile hesaplanır. Doz kernel, farklı seviyelerdeki enerji aktarımını ve birincil foton doku etkileşimleri ile oluşan sudaki doz depolanmasını tanımlar. Model tabanlı algoritmalar, heterojen ortamda soğrulan dozun daha gerçekçi tanımlamasını yapar. Hasta kesitlerindeki HU ile inhomojen hasta anatomisi daha iyi örneklenir.

Primer fotonların hesaplanan enerji akısı, hastada enerji soğrulması ve taşınması hesabı input data olarak kullanılır [32].

FFT convolution ve superposition algoritmaları hacimde depolanan dozu iki kısımda hesaplar.

İlk olarak birincil kernelleri kullanarak birincil elektron dozunu ve daha sonra saçılma kernellerini kullanarak saçılan foton dozunu hesaplar.

FFT convolution, kernelleri kartezyen koordinatlarda gösterir ve her yerde değişmez. Superposition ise kernelleri küresel koordinatlarda gösterir ve lokal elektron yoğunluğu varyasyonlarıyla değişime izin verir. Böylece inhomojen yapılarda daha iyi sonuç elde edilir.

2.9.3. Monte Carlo tabanlı algoritmalar

Madde içinde çok sayıda foton ve parçacığın etkileşimini simüle eder. Foton ve elektronların olası etkileşimlerini belirlemek için temel fizik yasaları kullanılır. En doğru doz hesaplama algoritması olarak kabul edilir [32].

Monte Carlo algoritmasında, simülasyona E enerjili bir foton veya elektronla başlanır.

Ortamda hareket edecek parçacığın hareket mesafesi belirlenir. Yani etkileşim koordinatları girilir. Oluşabilecek etkileşimlerin türleri yazılır. Oluşacak parçacığın enerjisi ve yönü belirlenir. Tüm bu adımlar parçacığın enerjisi alt limitin altına inene kadar veya parçacık ilgilenilen bölgenin dışına çıkana kadar tekrarlanır [32].

Eclipse, 3 boyutlu doz hesaplaması yapabilen 8.615 versiyona sahip bir tedavi planlama sistemidir. Hasta geometrisi ve vücut içinde bulunan organların elektron yoğunlukları hakkındaki bilgiyi tomografi sisteminden alır. Doz hesaplamalarını hastanın üç boyutlu tomografi görüntüsünü kullanarak yapar. Bu doz hesaplamalarını sistemde bulunan üç inhomojenite düzeltme methodlarından birini kullanarak pencil beam convolution (PBC) algoritması ile yapar. Bu methodlar, Batho power law, modified Batho (MB) ve equivalent tissue air ratio (ETAR)'dır. Doz, su eşdeğeri bir materyal içinde hesaplanır ve bu methodların hesapladığı inhomojenite düzeltme faktörleriyle çarpılır [17]. Tedavi planlama sisteminde bulunan Pencil beam convolution (PBC) algoritması bir doz hesaplama tekniğidir.

Her tedavi planlama sisteminin yüklü parçacık üretimini, foton ve elektron saçılmalarını modellemede bazı eksiklikleri ve sınırlamaları vardır. Dozun doğru hesaplanabilmesi için sistemin bu limitleri hakkında bilgi edinilmelidir [3].

Eclipse TPS, malzemenin elektron yoğunluğunun dışarıdan elle girilmesine izin vermektedir. Fakat yüksek atom numaralı malzemenin elektron yoğunluğunun Eclipse TPS'e girilebilmesi için verilen maksimum limit değeri 5 ile sınırlandırılmıştır.

2.10. Monte Carlo Yöntemi

Monte Carlo parçacık taşınması, çeşitli fiziksel işlemler için etkileşim olasılıklarını taklit ederek ve rastgele sayılar kullanarak problemi çözmeye kullanılır. Bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişmelere paralel olarak Monte Carlo yöntemi gittikçe yaygın olarak kullanılır hale getirmiştir. Bunun en önemli nedenlerinden bir tanesi, bu yöntem kullanılarak hesaplama maliyetlerinin çarpıcı bir şekilde düşmesidir. Bu nedenle çok maksatlı ve uzmanlaşmış kod sistemleri (EGS, GEANT, BEAM gibi) artmaktadır. Bu artış radyoterapi fiziğini sürekli geliştirmektedir [43].

2.11. Monte Carlo Yöntemiyle Parçacık Simülasyonu

Radyasyonun madde ile etkileşmesi oldukça karmaşık bir işlemdir. Radyasyonla etkileşmeler sonucunda birçok olaylar gözlenmektedir. Radyasyonla ilgili olan bu etkileşimlerin mekanizmasının bilinmesi ve sonuçlarının etkin bir şekilde hesaplanması uygulama alanlarında büyük önem taşımaktadır. Günümüzde bu etkileşimler ve sonuçları bilinmektedir. Ancak sistemlerin karmaşık yapıları ve hesaplamalardaki matematiksel işlemler olayı çok daha karmaşık bir hale getirmekte ve bu da sonuçların sağlıklı bir şekilde elde edilmesine engel olmaktadır. Radyasyonun keşfedilmesinden bu yana etkileşim sisteminin incelenmesi amacıyla birçok deneyler yapılmış ve sonuçlar alınmıştır. Bugün ise bu etkileşimler sonucunda çok daha hassas sonuçlar alınması önem kazanmıştır. Bunu sağlamak için gerçekleştirilen deneyler fiziksel sınırların engellerine takılmakta ve istenildiği kadar doğru sonuçlar elde edilememektedir. Sistemin bu engellerini aşabilmek, etkileşim mekanizmasını kontrol edebilmek ve sağlıklı sonuçlar alabilmek için bilgisayar simülasyonları kullanılmaktadır. Radyasyonun taşınması simülasyonlarında, radyasyon kaynağının özellikleri, parçacıkların ve fotonların karakteristik yapıları, başlangıç koşulları, sistemi oluşturan maddelerin özellikleri ve etkileşim ihtimalleri

gibi birçok bilgiye ihtiyaç duyulmaktadır. Bununla beraber her bir etkileşimin olabilecek sonuçlarının hesaplanması ve oluşacak ikincil radyasyonlarında sistemde oluşturacakları etkilerin hesaplanması gereklidir. Bu durumlar sistem analizini oldukça güçleştirmektedir.

Monte Carlo (MC) tekniği her türlü enerji menzili için uygulanabilinen, bir yöntemdir. Parçacık taşınmasının Monte Carlo simülasyonu fiziksel gerçekliğe bağlıdır. Parçacıklar, kaynağın dağılımına göre örneklenirler, çarpışma alanına kadar (ortalama serbest yola bağlı olarak değişen) belirli bir mesafe kat ederler ve bir başka enerji içine ya da diferansiyel kesite ilişkin bir yöne dağılırlar. Benzer şekilde yeni üretilen parçacıkların da bu denli iyi taşınması gerekmektedir. Bu uygulama tüm parçacıklar soğuruluncaya ya da geometriden ayrılıncaya kadar devam eder. İlgilenilen miktar, verilen MC parçacıklarının sayısının ortalamasıyla hesaplanabilir [42].

2.12. Monte Carlo Yönteminin Foton Problemine Uyarlanması

Soğurucu bir ortama giren I_0 şiddetindeki bir foton demetinin çok küçük bir x mesafesini kat ettiğinde, demet şiddetinde meydana gelecek azalma,

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.6)$$

ifadesi ile verilir. Burada I_0 gelen, I ise x mesafesini kat eden foton demetinin şiddetini verirken, μ ise soğurucu bir ortama giren bir foton için etkileşime girme olasılığını veren lineer azalma katsayısıdır. Bu denklemde I ile I_0 arasındaki ilişki bir olasılık dahilinde olup, I/I_0 ifadesi sıfır ile bir arasında rastgele değerler alacaktır. Buradan yola çıkarak; eğer I/I_0 ifadesinin değeri biliniyorsa, foton demetinin malzeme içinde kat ettiği mesafe eşitlik 2.7’de gösterildiği gibi hesaplanabilir.

$$x = - \frac{\ln(I/I_0)}{\mu} \quad (2.7)$$

μ , maddenin değişebilen yoğunluğu olan ρ (g/cm^3)'ya bağlı olduğundan, büyüklüğü genellikle yoğunluğa bağımlılığın bertaraf edildiği μ/ρ (cm^2g^{-1}) kütle azalma katsayısı ile ifade edilir.

I_0 , demet şiddetinin I 'ya düşmesinin sebebi, foton demetinin ortamda yol alırken enerjisine bağlı olarak geçireceği fiziksel etkileşimlerdir. Fotonların materyalde soğrulması beş tip etkileşim ile gerçekleşir. Bunlar, fotodisintegrasyon, koherent saçılma, fotoelektrik olay, Compton olayı ve çift oluşumdur. Her olayın azalma katsayıları foton enerjisi ve materyalin atom numarasıyla değişir. Toplam azalma katsayısı, her olayın azalma katsayılarının toplamına eşittir.

$$\mu/\rho = \sigma_{\text{koh}}/\rho + \tau/\rho + \sigma_c/\rho + \kappa/\rho$$

σ_{koh} = Koherent saçılma lineer azalma katsayısı

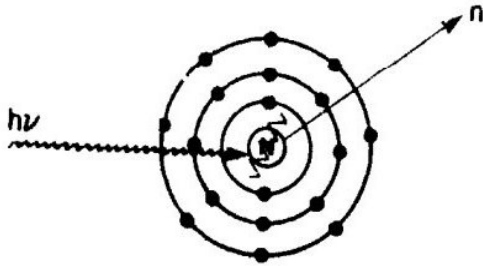
τ = Fotoelektrik olay lineer azalma katsayısı

σ_c = Compton olayı lineer azalma katsayısı

κ = Çift oluşumu lineer azalma katsayısı

2.12.1. Fotodisintegrasyon (fotoayırışma)

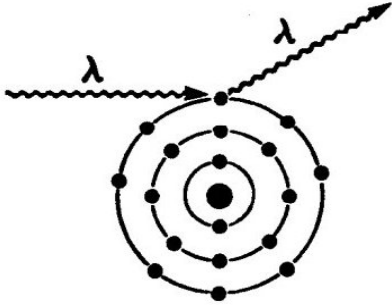
Bunlardan fotodisintegrasyon (fotoayırışma), 10 MeV'den daha yüksek enerjili foton ile çekirdek arasında gerçekleşir. Bir veya birçok nükleon kopartılır ve nötron dışarı atılır.



Şekil 2.16. Fotodisintegrasyon olayında fotonun maddeyle etkileşimi

2.12.2. Koherent (rayleigh) saçılma

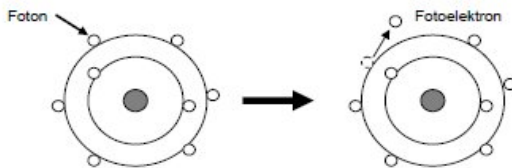
Bu olay, elektromanyetik radyasyonun dalga modeli ile açıklanabilir. Elektromanyetik dalga, elektronun yanından geçerken elektronu titreştirir. Titreşen elektron da enerjisini, gelen elektromanyetik dalga ile aynı frekansta verir. Bu saçılan fotonların dalga boyu, gelen ışınla aynıdır. Enerji değişimi ve transferi yoktur. Görülen tek etki fotonun küçük bir açıyla doğrultusunun değişimidir. İki tip koherent saçılma vardır. Thompson saçılımında, tek yörüngesel elektron etkilenir. Rayleigh saçılımında, yörüngesel elektronlar bir grup olarak hareket eder. Koherent saçılımı, yüksek atom numaralı materyal ile düşük enerjili fotonlar arasında gerçekleşir [32].



Şekil 2.17. Koherent saçılma olayında fotonun maddeyle etkileşimi

2.12.3. Fotoelektrik olay

Fotonun atom ile etkileşmesi ve yörünge elektronlardan birisinin dışarı fırlatılması olayıdır. Fotonun tüm enerjisi ($h\nu$) genellikle çekirdeğe yakın yörüngedeki elektrona transfer edilir ve foton yok olur. Çıkan elektronun (fotoelektron) kinetik enerjisi $h\nu - E_B$ (E_B , elektronun bağlanma enerjisi)'dir. Bu tip etkileşmeler K,L,M,N yörüngelerindeki elektronlarla olabilir (Şekil 2.18).



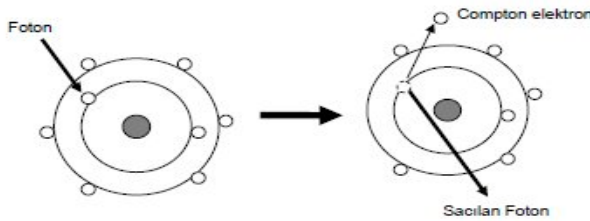
Şekil 2.18. Fotoelektrik olayda fotonun madde ile etkileşimi

Elektron atomdan atıldıktan sonra, atom pozitif yüklü hale gelir. Bu iç yörüngelerdeki boşluk, dış yörüngelerdeki elektron tarafından doldurulur. Bu esnada, karakteristik x-ışını ve auger elektronlar salınır. Yumuşak dokuların K kabuğundaki bağlanma enerjisi 0,5 keV olduğundan, bu dokularda oluşan karakteristik fotonların enerjisi çok azdır ve soğrulur. Yüksek enerjili fotonlarda ve yüksek atom numaralı materyallerde, karakteristik fotonların enerjisi çoktur ve fotoelektronun gittiği mesafeden daha uzaklarda enerjisini bırakabilir.

Fotoelektrik olayının olma ihtimali, fotonun enerjisine bağlıdır. Gelen fotonun enerjisi yörüngedeki elektronun bağlanma enerjisinden büyük olmalıdır. Suda, fotoelektrik azalma katsayısı, foton enerjisinin bir fonksiyonu olarak grafiklendirilirse düz çizgi elde edilir. τ/ρ , $1/E^3$ ile orantılıdır. Fotonun fotoelektrik azalım olasılığı, materyalin atom sayısına çok bağlıdır. τ/ρ , Z^3 ile orantılıdır. Bu orantının, diagnostik radyolojide çok önemi vardır. Kemik, kas ve yağ gibi çeşitli dokuların atom numaralarındaki farklılık nedeniyle fotonun soğrulması farklıdır. Radyolojide, düşük enerjili ışınlar kemikte çok soğrulur [32].

2.12.4. Compton olayı

Compton olayında, foton serbest elektron olarak ifade edilen elektronlarla etkileşir. Elektronun bağlanma enerjisinin gelen fotonun enerjisinden çok düşük olması, serbest elektron ifadesi ile belirtilir. Bu etkileşimde, elektron fotonun enerjisinden bir miktarını alır ve θ açısı ile yayılır. Foton geri kalan enerjisi ile ve ϕ açısı ile saçılır. Saçılan fotonun enerjisi, gelen fotonun enerjisinden, elektrona transfer edilen enerjinin çıkarılması ile bulunur (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Compton olayında fotonun madde ile etkileşimi

Compton olayı foton ve elektron arasında gerçekleşen bir çarpışma olayıdır. Enerji ve momentum korunumu yasasının uygulanması ile aşağıdaki eşitlikler ortaya çıkar.

$$E = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - \cos \phi)}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \quad (2.8)$$

$$h\nu = h\nu_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \quad (2.9)$$

$$\cos \theta = (1 + \alpha) \tan \phi / 2 \quad (2.10)$$

$h\nu_0$ = Gelen fotonun enerjisi

$h\nu$ = Saçılan fotonun enerjisi

E = Elektronun enerjisi

$$\alpha = h\nu_0 / m_0c^2$$

m_0c^2 , elektronun geri kalan enerjisi ise (0,511 MeV) $\alpha = h\nu_0 / 0,511$ 'dir.

Foton elektrona direkt olarak çarparsa, çarpışmadan sonra, elektron gelen foton ile aynı doğrultuda ($\theta=0^0$) yayılır ve saçılan foton geriye doğru ($\phi=180^0$) saçılır. Böyle bir çarpışmada, elektron maksimum enerji kazanır (E_{\max}) ve saçılan fotona çok küçük bir enerji ($h\nu_{\min}$) kalır. Bu durumda $\cos \phi = \cos 180 = -1$ olduğundan aşağıdaki eşitlikler söz konusu olur.

$$E_{\max} = h\nu_0 \frac{2\alpha}{1 + 2\alpha} \quad (2.11)$$

$$h\nu_{\min} = h\nu_0 \frac{1}{1 + 2\alpha} \quad (2.12)$$

Foton elektronu sıyrıp geçen bir çarpışma yaparsa, elektron dik açı ($\theta=90^0$) ile saçılır. Bu durumda $\cos \phi = \cos 0^0 = 1$ olduğundan; $E=0$ ve $h\nu = h\nu_0$ olur.

Foton, orjinal doğrultusuna göre dik açı ($\phi=90^0$) ile saçılırsa, $\cos \phi = \cos 90^0 = 0$ olur.

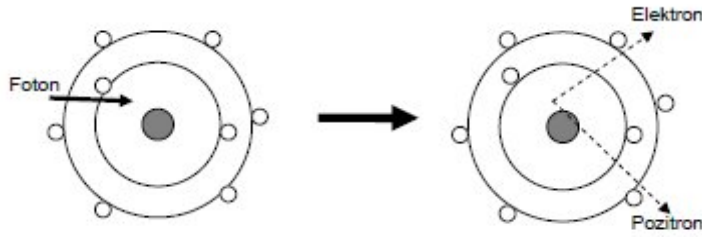
Gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden çok düşükse, enerjisinin çok az bir kısmını elektrona verebilir, saçılan foton gelen foton ile hemen hemen aynı enerji ile yayılır. Gelen fotonun enerjisi sıfıra yaklaştıkça, Compton etkisi yerine klasik saçılma gerçekleşir. Gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden çok fazla ise, enerjisinin çok büyük bir kısmını elektrona verir, saçılan fotonun enerjisi çok azdır. Saçılan fotonun doğrultusu, gelen fotona göre herhangi bir açıda olabilir. Compton elektronun doğrultusu, gelen fotona göre 0° ile 90° açıları arasındadır. Gelen fotonun enerjisi arttıkça, saçılan fotonun ve elektronun saçılma açısı azalır, ileri doğrultudadır. Saçılan fotonun gelen fotona göre 90° ve 180° saçılmalarında, radyasyondan korunma prosedürleri ve bariyer hesaplamaları önemlidir.

Gelen foton enerjisi elektronun bağlanma enerjisine eşit veya biraz fazla ise, muhtemel olarak fotoelektrik olay oluşur. Foton enerjisi, K elektronunun bağlanma enerjisinden fazla ise, fotoelektrik olay enerjinin artmasıyla beraber hızla azalır ve Compton etkisi oldukça önemli bir hal kazanır. Foton enerjisinin daha da artması ile beraber Compton etkisi azalmaya başlar. Compton etkisi materyalin atom numarasına (Z) bağlı değildir. Compton kütle azalma katsayısı (σ_c/ρ) atom numarasına bağlı olmayıp, elektron sayısı/gram değerine bağlıdır. Hidrojen dışında bir çok materyaldeki gram başına elektron sayısı yaklaşık olarak aynıdır. Yani σ_c/ρ değeri, tüm materyaller için hemen hemen aynıdır. Eşit dansite kalınlığı (dansite ile katlanan lineer kalınlık= g/cm^2) olan herhangi bir materyalde, Compton etkisinin oldukça muhtemel olduğu enerjilerde azalım aynıdır. Mesele Co-60'da g/cm^2 başına kemik veya yumuşak dokuda ışının azalması hemen hemen aynıdır. Bununla birlikte, 1 cm kemik, 1 cm yumuşak dokudan daha fazla ışın azaltır. Çünkü kemiğin elektron yoğunluğu daha fazladır. 1 cm kemikte oluşan azalma, 1,65 cm yumuşak dokuda oluşan azalma ile eşdeğerdir [32].

2.12.5. Çift oluşumu

1,02 MeV'den daha büyük enerjili foton, madde ile etkileşerek çift oluşumu yapar. Bu olayda, foton atom çekirdeğinin elektromanyetik alanı ile oldukça fazla etkileşime girer ve tüm enerjisini negatif elektron ve pozitif elektron çifti oluşturarak

verir. Her bir elektrona 0,51 MeV enerji düşer. Bu olayın oluşması için minimum foton enerjisi 1,02 MeV'dir. Foton enerjisi bu eşik enerjisinden fazla ise, enerji, kinetik enerji şeklinde parçacıklar arasında paylaşılır. Elektron-pozitron çiftindeki total kinetik enerji 1,02 MeV'dir .Parçacıkların yayılma doğrultusu, gelen fotonla aynıdır. En muhtemel enerji dağılımı, her parçacığa eşit enerji dağılımıdır. Fakat eşit olmayan herhangi bir dağılım olabilir. Bazı durumlarda, bir parçacık tüm enerjiyi alabilir (Şekil 2.20).



Şekil 2.20. Çift oluşumu olayı

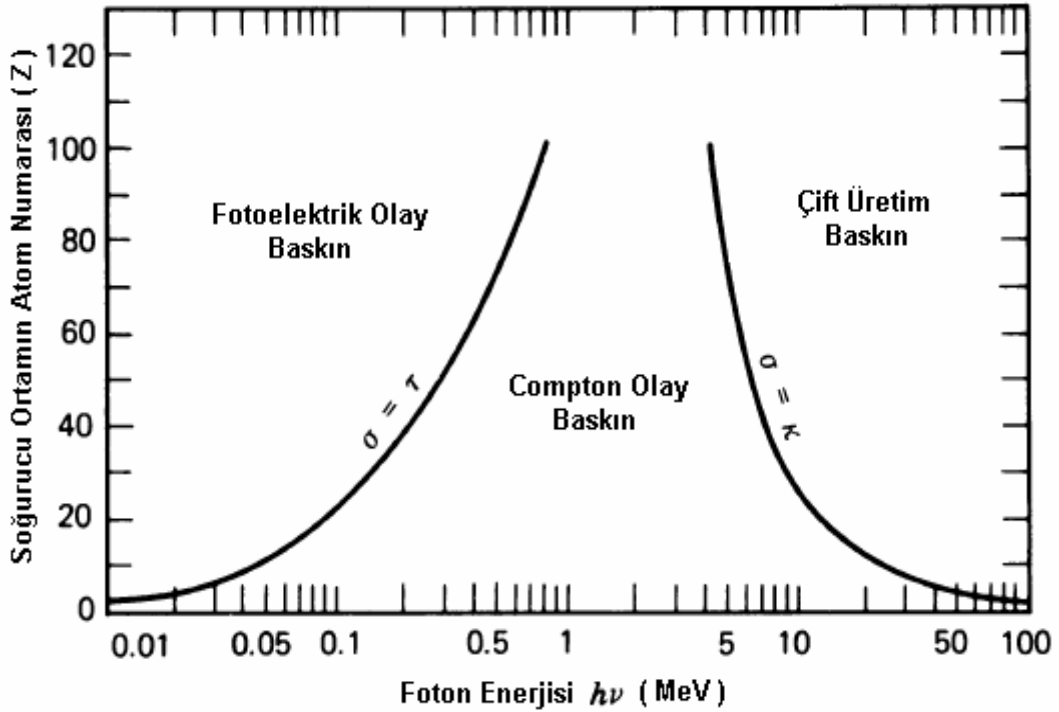
Enerjinin kütle ve kütlenin enerjiye dönüşme yasasından (Einstein denklemi; $E=mc^2$) hareketle, pozitron serbest elektronla birleşip iki adet foton oluşur, bu olaya anihilasyon (yokolma) adı verilir. Pozitron, maddede elektron ile aynı tip etkileşim (iyonizasyon, uyarılma ve bremsstrahlung) yapar. Bu tip etkileşimleri yaptıktan sonra yavaşlayan pozitron, serbest elektronla birleşir, herbiri 0,51 MeV enerjili iki adet yokolma fotonu oluşur. Bu olayda momentum korunur, her iki fotonun doğrultusu zıt yönlere dir.

Çift oluşumu, çekirdeğin elektromanyetik alanı ile etkileşim sonucu oluşur, atom sayısının artışı ile beraber hızlı bir artış gösterir. Çift oluşumu azalım katsayısı (κ), Z^2/atom , $Z/\text{elektron}$ ve Z/gram ile değişiklik gösterir. Foton enerjisi, eşik enerjisi seviyesinden arttıkça çift oluşumu artar. 20 MeV enerjinin ilerisinde çift oluşumu olasılığı, çift oluşumu azalım katsayısı Z^2 ile orantılı olduğundan, tüm materyallerde hemen hemen aynıdır. Yüksek enerjilerde, çift oluşumu olasılığı düşük atom numaralı materyallerde daha fazladır. Bunun nedeni yörüngesel elektronlar tarafından nükleer elektromanyetik alanın gizlenmesidir.

Koherent saçılma, yalnızca çok düşük enerjili (< 10 keV) fonda ve yüksek atom numaralı materyellerde önemlidir. Radyoterapide, toplam azalma katsayısına (μ/ρ) pek dahil edilmez.

Toplam azalma katsayısı foton enerjisinin bir fonksiyonu olarak su (düşük atom numaralı materyal) ve kurşun (yüksek atom numaralı materyal) gibi materyallerde grafiklendirilirse, düşük enerjilerde ve yüksek atom numaralı materyalde katsayı büyüktür. Bunun nedeni, bu durumlarda fotoelektrik olayın baskın etkileşim olmasıdır [32].

Foton enerjisi, elektronun bağlanma enerji seviyesinin ilerisine geçtikçe, Compton etkisi baskınlaşır ve toplam azalim katsayısı azalır. Compton etkisi, materyalin atom numarasına bağlı olmadığı için, μ/ρ su ve kurşunda pek değişmez. Çift oluşumu başlayıncaya kadar enerji arttıkça katsayı azalır. Compton etkisi, 30 keV üzerinde başlar ve 24 MeV'e kadar etkindir. Bu noktadan sonra çift oluşumu baskınlaşır.

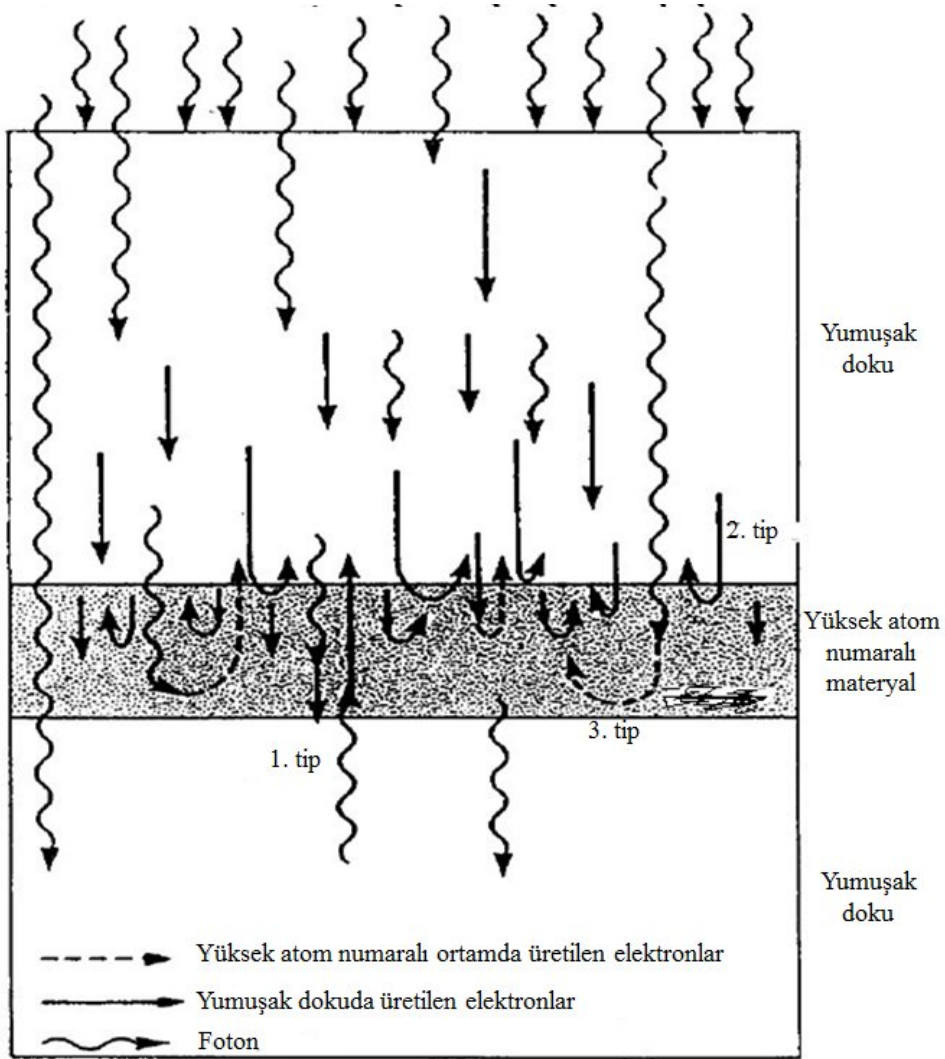


Şekil 2.21. Soğurucu ortamın atom numarasına göre foton etkileşimlerinin gerçekleşme olasılıkları [44]

2.13. Metal-yumuşak Doku Arayüzeyinde Meydana Gelen Geri Saçılma

Fotonlarda, metal-yumuşak doku arayüzeyinde meydana gelen geri saçılmaya bağlı doz artışı 3 bölümde incelenebilir.

- 1- Geri saçılan fotonlara bağlı doz artışı
- 2- Saçılmaya neden olan metalin üzerinde bulunan yumuşak dokuda meydana gelen elektronların geri saçılması sonucu oluşan doz artışı
- 3- Saçılmaya neden olan materyalin içinde oluşan ikincil elektronların geri saçılması sonucu oluşan doz artışı



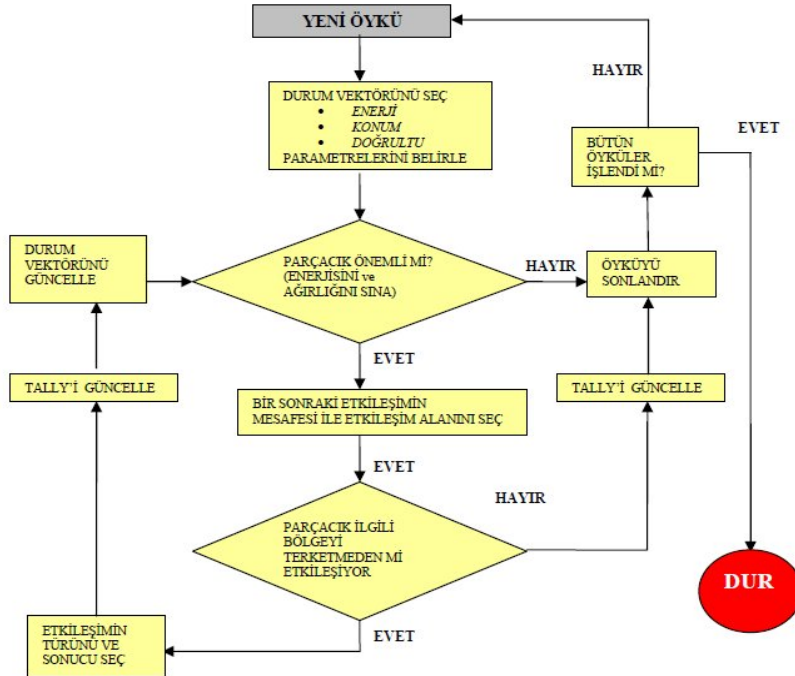
Şekil 2.22. Geri saçılan ışınların şematik görüntüsü [53]

Şekil 2.22'ye bakıldığında doz artışına neden olan 3 tip elektronun olduğu görülmektedir. Birinci tip elektron, saçılan fotonlar tarafından üretilen elektron, ikinci tip elektron yumuşak dokuda üretilen ikincil elektron ve üçüncü tip elektron ise materyal içinde üretilen elektrondur [53].

Yukarıdaki durumda oluşan olaylar fotonun geri saçılması, yavaşlayan ikincil elektronların meydana getirdiği bremstrahlung x-ışını ve yüksek atom numaralı materyal ile fotonun yaptığı fotoelektrik olayına bağlı oluşan floresan ışını olarak söylenebilir. Megavoltaj fotonlarda, geri saçılan fotonların doza katkısı azdır ve bu nedenle tüm malzemeler için ihmal edilebilir. Daha düşük atom numaralı (kemik) materyaller için düşük ışımsal kayıplara neden olduğundan dolayı, meydana gelen bremstrahlung ve floresan ışını önemsiz sayılır. Yüksek atom numaralı malzemeler de ise ışımsal kayıp ve floresan ışınının fazla olması nedeniyle doza katkısı daha anlamlı bulunmuştur. Bu olaylar gözönünde bulundurulduğunda, dozdaki artışın oluşan ikincil elektronların saçılımına bağlı olduğu görülmektedir. Radyasyon ışınlarının absorbe edilmesi birçok fiziksel olay ile gerçekleşmektedir. Bu sırada oluşan ikincil elektronlar, yüksek enerjili fotonlarda primer ışının doğrultusunda hareket etme eğilimindedirler. Ancak metaller gibi yüksek atom numarasına sahip cisimlerin varlığında oluşan elektronların yaklaşık %50'si primer ışının yönünün tersi doğrultuda hareket ederek geri saçılmaya neden olurlar [53]. Das ve ark. (1989)'nın yüksek enerjili fotonlarla tek taraflı yaptığı ışınlamada değişik enerjilere sahip radyasyon ışınlarının tümünde ışının geliş yönünde bir doz artışı meydana geldiğini, ışının çıkış yönünde ise ancak ışın enerjisinin 10 MV'den büyük olduğu durumlarda aynı şekilde bir doz artışının meydana geldiğini tespit etmişlerdir. Çift taraflı ışınlamada ise her iki tarafta da oluşan sekonder elektronların etki alanı boyunca dozu arttırdığını tespit etmişlerdir [53].

Fakat, bu elektronların transportu ve analitiksel hesabı oldukça zordur. Daha önceden de bahsedildiği gibi herhangi bir ortama giren bir fotonun, o ortamdaki etkileşimleri çok karmaşık bir olaydır. Bu etkileşimler belli bir istatistik doğaya sahiptir. Bundan dolayı foton etkileşimlerini incelerken bir istatistiksel modelleme yöntemi olan Monte Carlo yönteminin kullanılması olumlu sonuçlar verecektir. Böyle bir çalışma için Şekil 2.23'deki algoritma açıklayıcı olacaktır [46]. Bu algoritmaya göre, Monte Carlo yöntemini kullanan programda

yaratılacak her bir foton ayrı ayrı incelenir ve her foton ayrı birer öykü olarak ele alınır. Buna göre tek bir fotonun öyküsü fotonun enerji, konum ve uçuş doğrultusu gibi parametrelerini belirleyecek durum vektörünün seçimi ile başlatılır. Daha sonra parçacığın enerjisinin yeterli olup olmadığı ve takip edilen her bir parçacığın izlenmeye değer öneme sahip olup olmadığı sınıranır. Eğer parçacık önemsiz ise, yani enerjisi çok azalmış, soğurulmuş ya da ortamdan kaçmış ise bu parçacığın öyküsü sonlandırılır. Öyküsüne devam eden parçacığın yeni adımı için, bir sonraki etkileşimin mesafesi ve etkileşim alanı (yüzey kesit) seçilir. Daha sonra, parçacığın yapacağı bu etkileşimin seçilen bölge sınırları içinde gerçekleşip gerçekleşmeyeceği sınıranır. Eğer parçacık seçilen bölgenin dışında etkileşirse hesaplama güncelleştirilir ve bu öykü de sonlandırılır. Aksi durumda etkileşimin türü ve sonucu belirlenir. Bir sonraki adım, hesaplama ve durum vektörü güncelleşmesi yapılarak yeni etkileşim için parçacık önemini yeniden kontrol etmektir. Anlatılan tüm bu adımlar her bir parçacık için tekrar edilir ve hesaplamalar yapıldıktan sonra simülasyon sona erdirilir. Son olarak hesaplamalardan elde edilen verilerin ortalaması Monte Carlo yönteminin tahmini olarak sunulur [47].

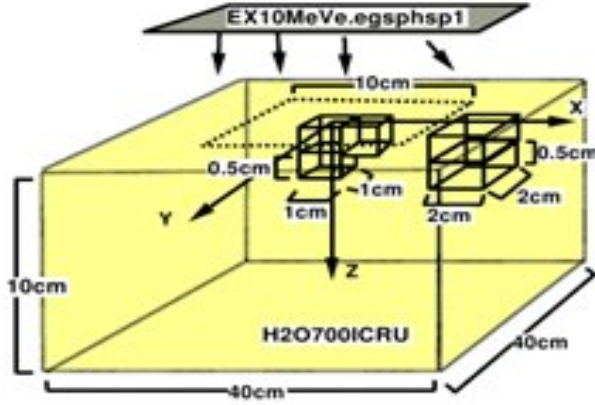


Şekil 2.23. Monte Carlo yönteminin işleyiş algoritması

2.14. EGS Kod Sistemi ve DOSXYZnrc Kodu

EGS kod sistemi (Electron Gamma Shower), fotonların ve elektronların taşınması için Monte Carlo simülasyonunu kullanan bir bilgisayar programıdır. Fotonların ve elektronların taşınması için kullanılan birçok genel amaçlı kod sisteminden birisidir (EGS, PENELOPE, ITS ve MCNP). EGS kod sistemi, 1970'li yıllarda Stanford Linear Accelerator Center (SLAC)'da Richard Ford ve Ralph Nelson tarafından yüksek enerjiler için bir fizik aracı olarak geliştirilmeye başlanmıştır [49]. İlerleyen yıllarda yapılan çalışmalarla EGS kod sistemi 10 KeV ile 50 MeV arasındaki enerjilerde çalışabilen ve tıbbi uygulamalarda da kullanılan bir programa dönüştürülmüştür. EGS kod sisteminde, simülasyon için yapılandırılmış bir takım alt programlar kullanıcının kendi geometrisini yazmasına ve temel EGS kodlarına dokunmadan rutinleri değiştirmesine olanak sağlayacak şekildedir. Program temelde iki kısımdan meydana gelir. EGS standart kod sistemi ve kullanıcı tarafından yazılan kullanıcı kodu bölümüdür. EGS standart kod kısmı ancak kullanıcının yazdığı kod kısmı ile birlikte çalışır. Monte Carlo kodları çoğunlukla doz hesaplamaları, detektör veya üç boyutlu karmaşık geometrileri kapsayan koruyucu tasarımların fiziksel simülasyon problemlerini çözmek için kullanılır. Bu çalışmada DOSXYZnrc Monte Carlo program kodu kullanılmıştır. DOSXYZnrc, 1986 yılında Rogers tarafından voxellerde depolanan enerjiyi hesaplamak için yaratılan bir Monte Carlo programıdır. DOSXYZnrc, kartezyen koordinatlarda işlem yapabilen bir EGSnrc kodudur. Bu programın temeli BEAMnrc kodu ile aynıdır. İlk olarak radyasyon kaynağı seçilir. Meydana gelecek etkileşimlerin tipi, etkileşme ortamı ve kaynağın fiziksel özellikleri ve random sayılarına bağlı olarak değişiklik gösterir. Foton ve elektronların x,y,z kartezyen koordinatlarda oluşturulan voxellere transfer ettiği enerjiyi hesaplar. İstatistiksel analizi, history-by-history metodunu kullanarak yapar. BEAMnrc simülasyonu ile oluşturulan input kaynaklar kullanılır. DOSXYZnrc kodu, CTCREATE programını kullanarak tomografiden gönderilen görüntüyü fantom olarak kullanabilir. Bu teknik, klinikte oluşan gerçek bir durumda oluşabilecek doz dağılımını simüle etmekte kolaylık sağlar. Tomografi görüntüleri Dicom dosyası şeklinde aktarılır. Bu dosya, CTCREATE programı ile HU değerlerine dönüştürülebilir. Bu program kodu ile istenilen voxel, istenilen materyal

ve yoğunlukta oluşturulabilir ve istenilen enerji seçilerek doz hesabı yaptırılabilir [48]. Kullanıcı, parçacık sayısını, istatistiksel limitlemeleri, enerji kaybını, kesilme enerjilerini belirleyebilir [48]. DOSXYZnrc kodu pozitron, elektron ve fotonların ortam içerisinde taşınması için kullanılabilir. Yüklü parçacık için, bremsstrahlung, pozitron yokolması, coulomb saçılımı, elektron-elektron ve elektron-pozitron saçılımlarını; fotonlar için çift oluşumu, kompton saçılımı, koherent saçılma ve fotoelektrik olayını; uyarılmış atomların meydana getirdiği floresan ışınlarını ve auger elektronlarını da modelleyebilir. 1 keV ile GeV aralığında kinetik enerjiye sahip tüm yüklü parçacık ve fotonların modellenmesinde kullanılabilir [48].

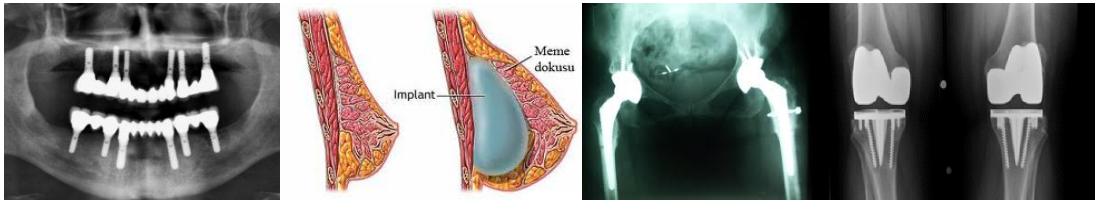


Şekil 2.24. DOSXYZnrc kodu örnekleme

3. MATERYAL VE METHOT

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi bünyesinde bulunan Ortopedi ve Travmatoloji Anabilimdalı ve Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne yapılan ziyaretler sonunda hasta tedavisinde kullanılan ve hasta ağızına yerleştirilen biyomalzemeler ve yapıları öğrenilmiştir. Bu araştırmaların sonucunda tez kapsamında çalışılacak biyomalzemeler belirlenmiştir. Hasta tedavisinde sıklıkla kullanılan ve radyoterapideki doza ve tedaviye etkisi hakkında bilgi eksikliği olduğu düşünülen biyomalzemeler seçilmiştir. Çalışmada kullanılan biyomalzemeler;

- 1- Silikon
- 2- Polietilen
- 3- Titanyum
- 4-Titanyum alaşımı
- 5- PMMA (Poli (metil metakrilat))
- 6- Alümina
- 7-Çelik
- 8- CoCrMo alaşımı



Şekil 3.1. Çeşitli implant resimleri

Biyomalzemelerin radyasyonla etkileşmesi sırasındaki davranışı hakkında bilgi edinmek için gerçeğe en yakın sonuçlar veren Monte Carlo programı kullanılmıştır. Bunun için internetten serbest olarak indirilen DOSXYZnrc Monte Carlo programı kullanılmıştır [50]. Yapılacak işlemlerin ağır olması ve uzun sürmesi nedeniyle TÜBİTAK hızlı destek projesinden sağlanan maddi destek ile işlemci hızı yüksek olan laptop alınmış ve bu program yüklenerek çalıştırılmıştır. İstatistiksel belirsizliğin %0,5'in altında kalabilmesi için Monte Carlo simülasyonunda 3×10^8

Çizelge 3.1. Biyomalzemelerin fiziksel özellikleri

Biyomalzeme	Yoğunluk (ρ) (g/cm³)	Elektron yoğunluğu ($\rho(\text{biyomalzeme})/\rho(\text{H}_2\text{O})$)	Alaşım Elementleri (%)	Atom Numarası
H₂O	1	1		7,42
PMMA	1,19	1,147		6,56
POLİETİLEN	0,970	0,945		6,16
SİLİKON	0,970	-		14
ALÜMİNA	3,97	3,52		16
ÇELİK	7,90	6,63		26,7
TİTANYUM	4,54	3,76	0,012 H 0,01 C 0,02 N 0,11 O 89,947 Ti 3,92 V 5,80 Al 0,18 Fe 0,001 Y	20,0
CoCrMo ALAŞIMI	8,30	6,89	0,05 C 0,17 N 0,855 Mn 0,65 Si 27,20 Cr 0,10 Ni 5,39 Mo 65,35 Co 0,24 Fe	27,6

TÜBİTAK hızlı destek projesi ile biyomalzemeler temin edilmiştir. Biyomalzemelerden CoCrMo alaşımının ticari versiyonu toz halinde olduğu ve plaka haline getiremediği için deneysel ölçümlerde kullanılamamıştır. Bu çalışmada kullanılan 7 adet biyomalzemenin resimleri aşağıda görülmektedir (Resim 3.1-Resim 3.7)



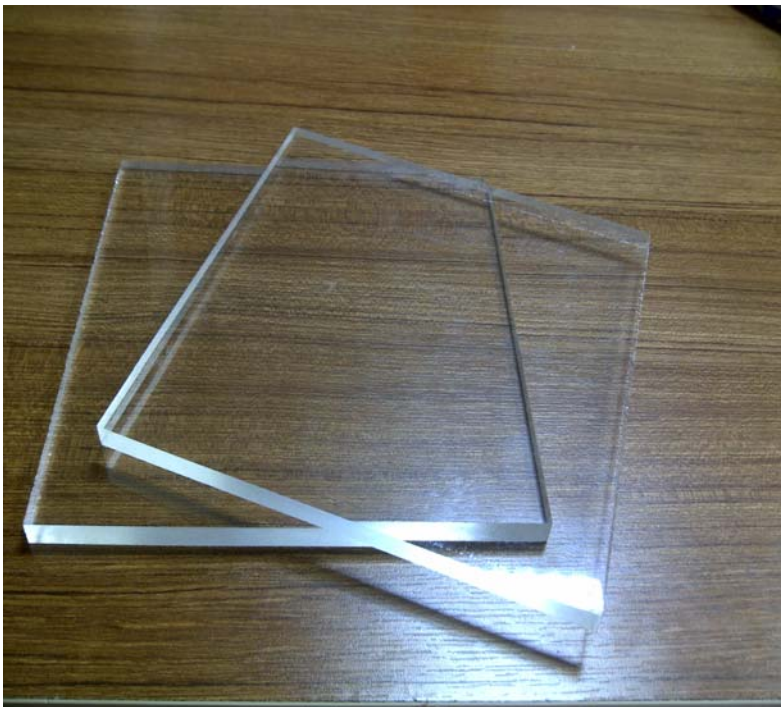
Resim 3.1. Alümina plaka



Resim 3.2. Silikon plaka



Resim 3.3.Polietilen plaka



Resim 3.4.PMMA plaka



Resim 3.5. Titanyum plaka

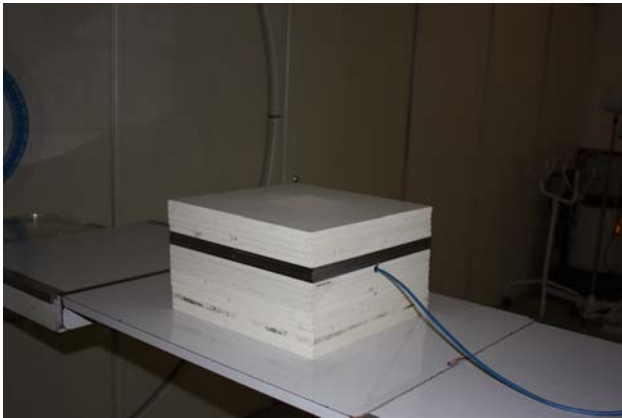


Resim 3.6. Titanyum alaşımı plaka



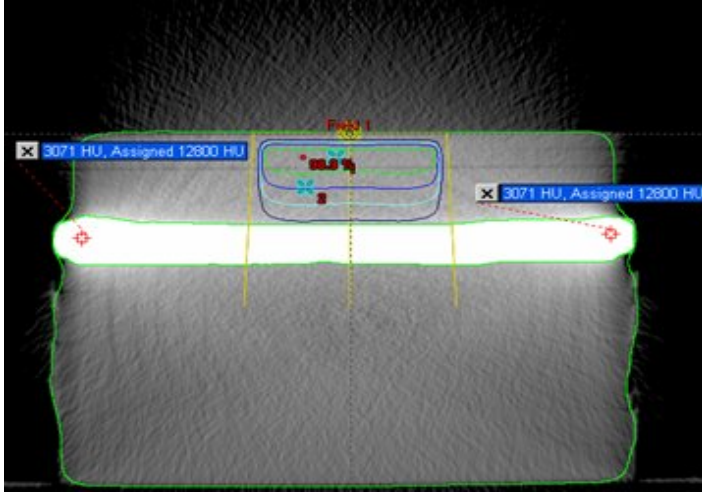
Resim 3.7. Çelik plaka

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisinde bulunan SIEMENS marka bilgisayarlı tomografi cihazında fantomların görüntüleri alınarak homojenliği incelenmiştir. Ortalama olarak hastadaki biyomalzemeye olan doku derinliği 5 cm ve ortalama biyomalzeme kalınlığı 2 cm olarak kabul edilmiştir. 7 adet biyomalzemenin ölçüm şartlarında (5 cm katı fantom derinliğinde, 2 cm biyomalzeme) 0,5 cm kalınlıkta ve 60 kesitten oluşan tomografi görüntüleri alınmıştır (Resim 3.8). Aria network sistemi kullanılarak fantomların tomografi görüntüleri Eclipse tedavi planlama sistemine aktarılmıştır ve fantomların üç boyutlu görüntüleri oluşturulmuştur.

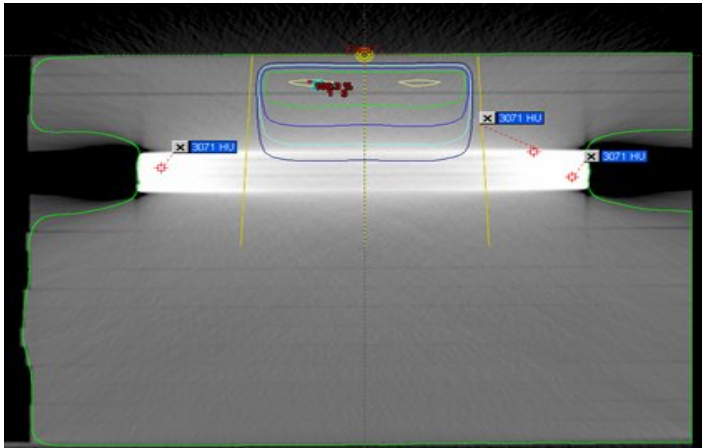


Resim 3.8. 5cm su eşdeğeri katı fantom derinliğindeki 2 cm biyomalzeme

Yüksek atom numarasına sahip titanyum, titanyum alaşımı, çelik ve alüminanın tomografi görüntülerinde beklenildiği gibi artefaktlar gözlenmiştir. TPS maksimum HU değerini 3071 olarak göstermiştir (Resim 3.9, Resim 3.10). Fakat, titanyum, titanyum alaşımı ve çeliğin gerçekte sahip oldukları HU ve elektron yoğunlukları görülen değerden oldukça yüksektir. Bu nedenle doz hesaplaması için metal biyomalzemeler tomografi görüntülerinde kesit kesit kontürlenerek gerçekte sahip oldukları elektron yoğunluk değerleri ve HU değerleri (Çizelge 3.2) dışarıdan elle planlama sistemine girilmiştir. Ancak, çeliğin sahip olduğu elektron yoğunluğu değeri 6,63 birim olduğundan, maksimum elektron yoğunluğu 5 ile sınırlandırılmış olan planlama sistemine 5 birim olarak girilebilmiştir.



Resim 3.9. 5 cm su eşdeğeri katı fantom derinliğindeki 2 cm'lik çelik



Resim 3.10. 5 cm su eşdeğeri katı fantom derinliğindeki 2 cm'lik titanyum alaşımı

Çizelge 3.2. Biyomalzemelerin HU değerleri ve elektron yoğunlukları [37]

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
Çelik	12800	6,63

10x10 cm² tedavi alanında fantom yüzeyinde SSD=100 cm'de 6 ve 18 MV foton enerjileri için doz hesaplamaları yapılmıştır ve 7 adet biyomalzeme için % derin dozlar bulunmuştur. Doz hesaplamalarında Eclipse tedavi planlama sisteminde bulunan Pencil Beam Convolution (PBC) algoritması ve heterojenite düzeltme metodu olarak da modified Batho (MB) kullanılmıştır.

Çalışmanın deneysel kısmı için Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisinde bulunan ve hastaların tedavisinde kullanılan CLINAC DHX marka lineer hızlandırıcı cihazı ve dozimetrik ekipman kullanılmıştır.



Resim 3.11. Clinac DHX lineer hızlandırıcı cihazı



Resim 3.12. Ölçüm düzeneği

Bu çalışmada, ölçüm için gerekli enerji seçilirken sıklıkla hasta tedavisinde kullanılan enerjilerin olmasına dikkat edilmiştir ve bu nedenle cihazda bulunan ve hastanın kalınlığına göre seçilen 6 ve 18 MV foton enerjisi ele alınmıştır.

Nokta doz ölçümlerinde 0,125 cc hacmindeki iyon odası ve PTW marka elektrometre kullanılmıştır. 10x10 cm² tedavi alanı açılarak SSD=100 cm'de ölçümler alınmıştır. Ölçümler sonrasında elde edilen verilerle doz hesaplamaları yapılmış ve her malzeme için % derin doz eğrileri çizilmiştir. 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 karşılaştırılmıştır ve gerçekliğe yakınlığı incelenmiştir (Şekil 4.1- Şekil 4.18). % derin dozlar arasındaki rölatif hata aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplanmıştır.

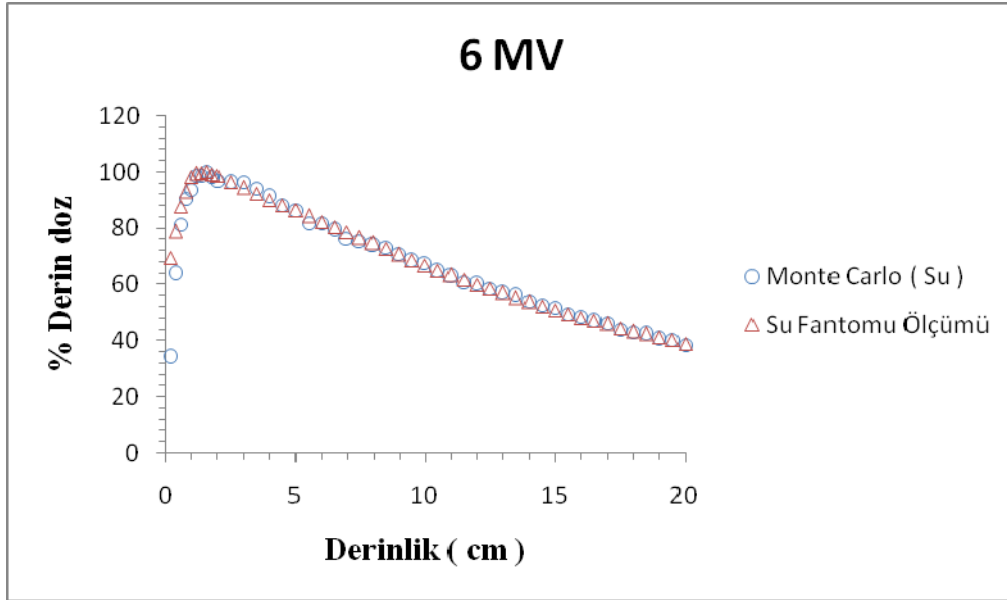
$$\text{Rölatif hata} = [(D_{\text{TPS}} - D_{\text{MC}}) / D_{\text{MC}}] \times 100 \quad (3.1)$$

$$\text{Rölatif hata} = [(D_{\text{ÖLÇÜM}} - D_{\text{MC}}) / D_{\text{MC}}] \times 100 \quad (3.2)$$

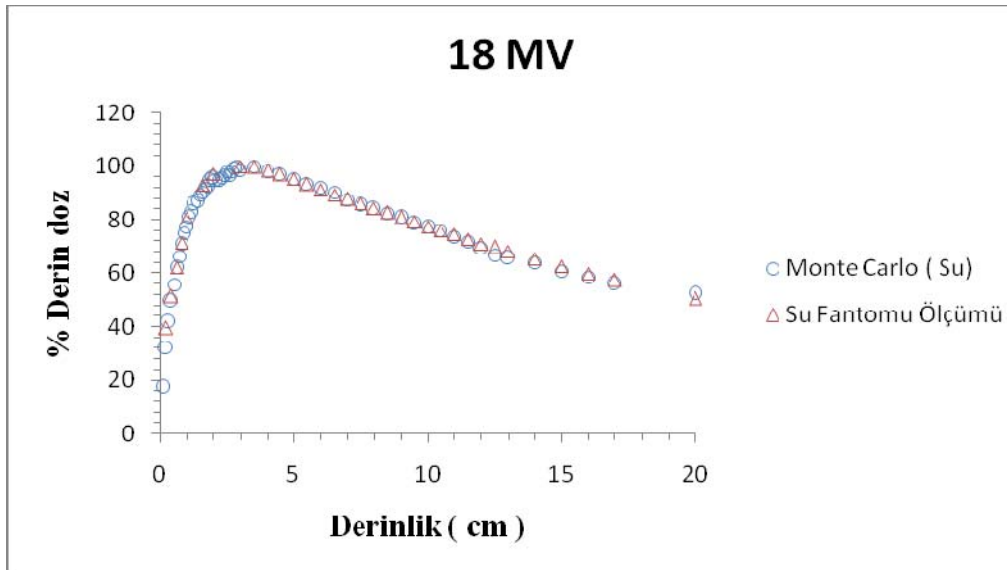
Elde edilen sonuçlarla, biyomalzemelerin hastanın tedavisine nasıl bir etkiye bulunduğu hakkında sonuçlar yorumlanmıştır.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

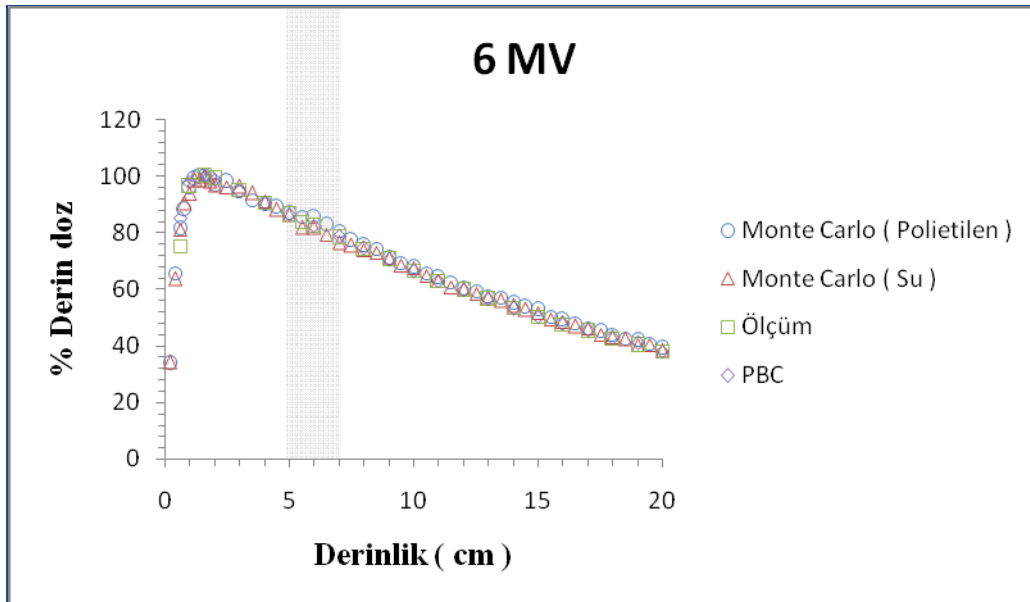
Monte Carlo program kodunun doğru çalışıp çalışmadığını kontrol etmek amacıyla dozimetrik özellikleri bilinen su simüle edilmiş ve klinikte su fantomu ile ölçülen gerçek değerlerle karşılaştırılmıştır. 6 ve 18 MV foton enerjileri için yapılan karşılaştırmalar sonucunda Monte Carlo kodunun gerçek değerlerle % 1'lik bir oranda uyumlu olduğu bulunmuştur.



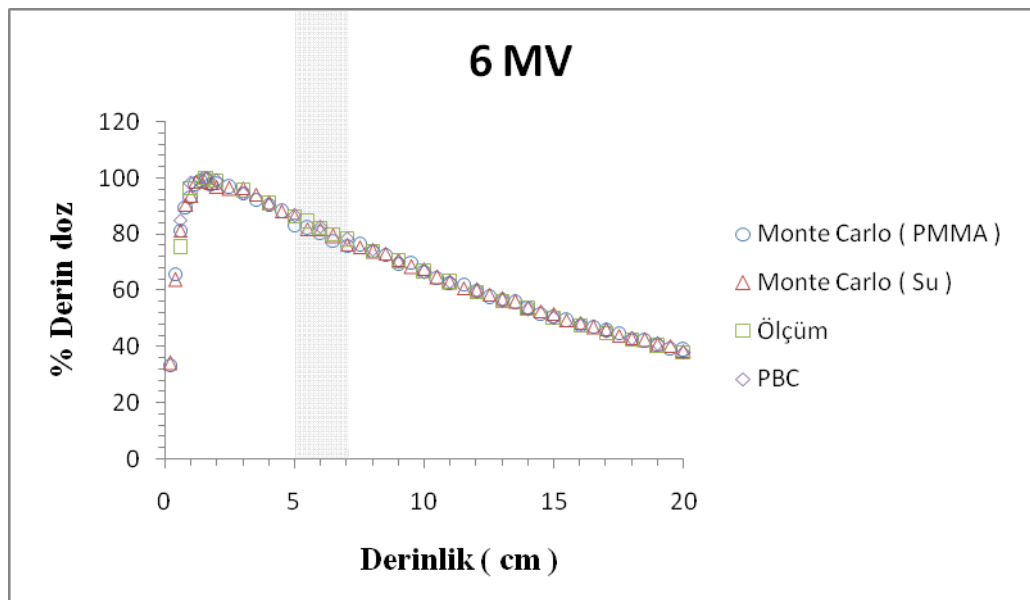
Şekil 4.1. 6MV için % derin doz eğrisi



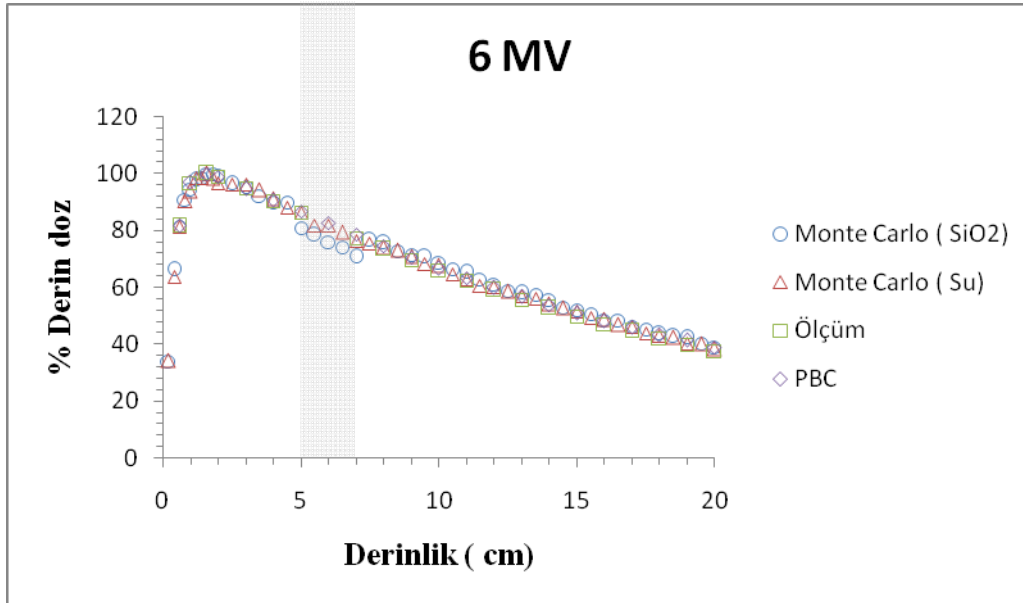
Şekil 4.2. 18MV için % derin doz eğrisi



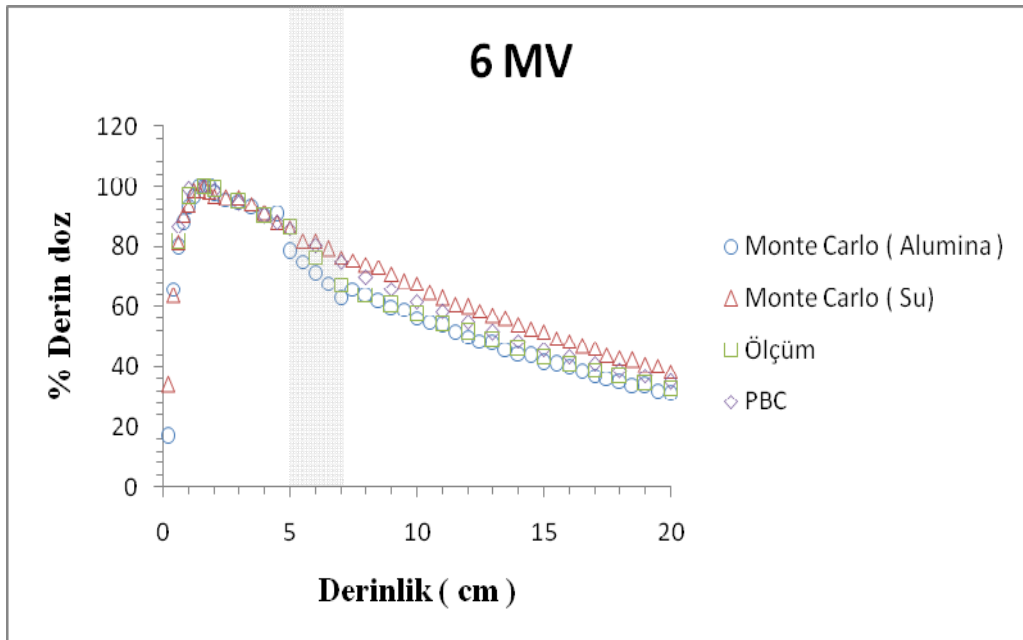
Şekil 4.3. 6 MV Polietilen için % derin doz eğrileri



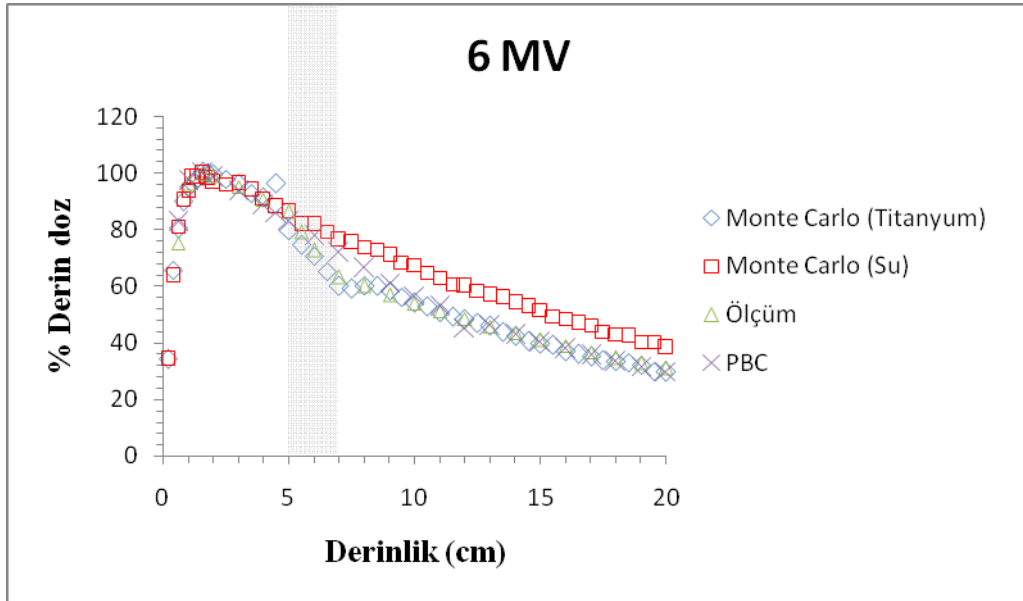
Şekil 4.4. 6 MV PMMA için % derin doz eğrileri



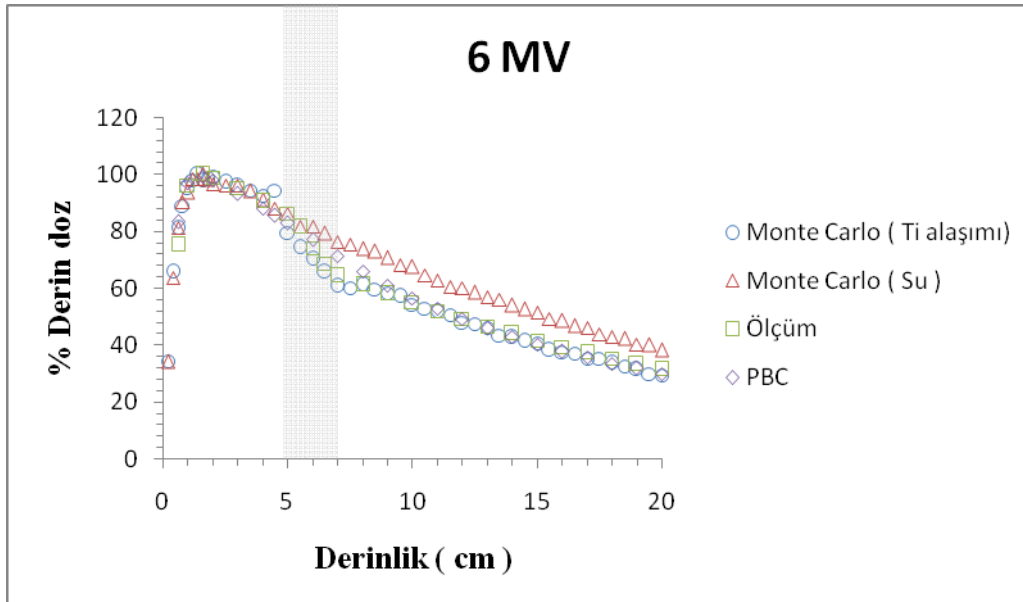
Şekil 4.5. 6 MV Silikon için % derin doz eğrileri



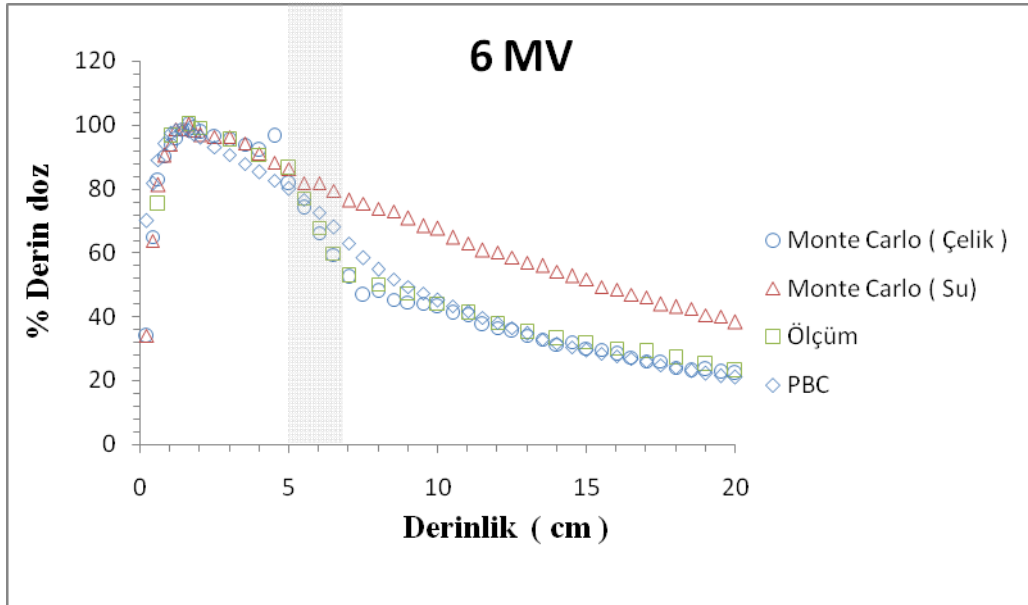
Şekil 4.6. 6 MV Alümina için % derin doz eğrileri



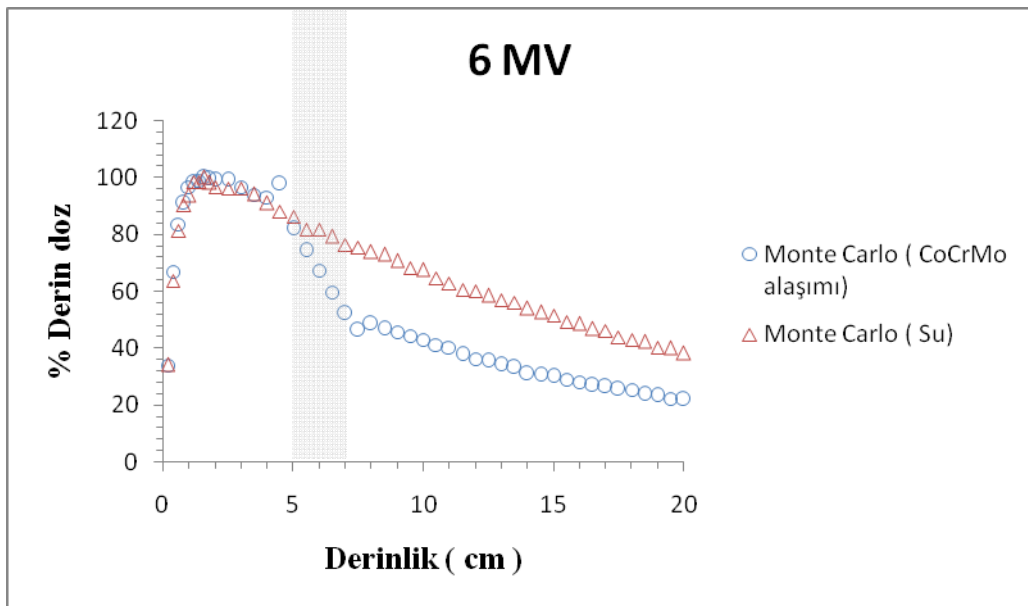
Şekil 4.7. 6 MV Titanyum için % derin doz eğrileri



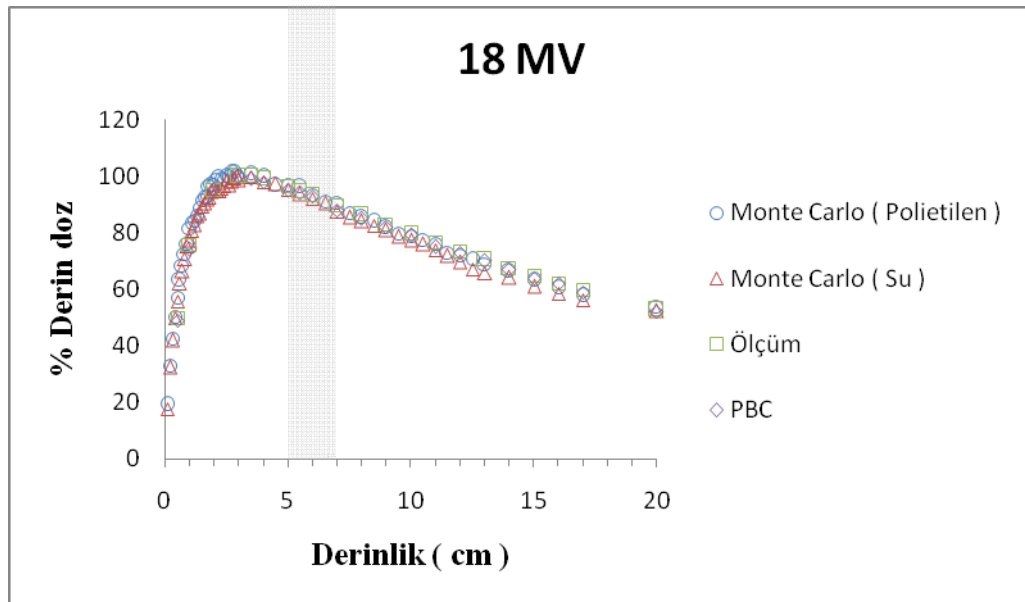
Şekil 4.8. 6 MV Titanyum alaşımı için % derin doz eğrileri



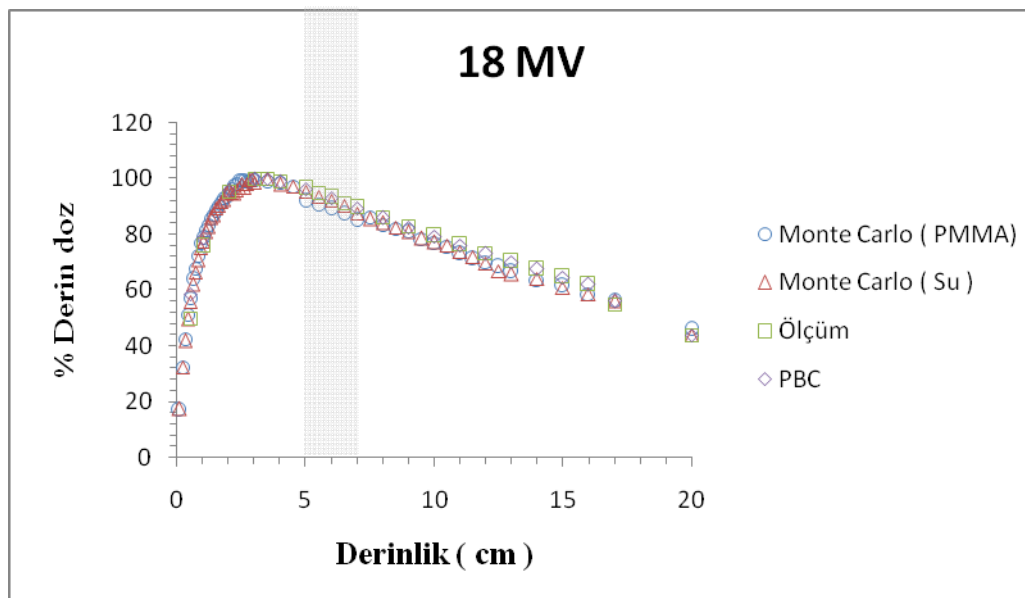
Şekil 4.9. 6 MV Çelik için % derin doz eğrileri



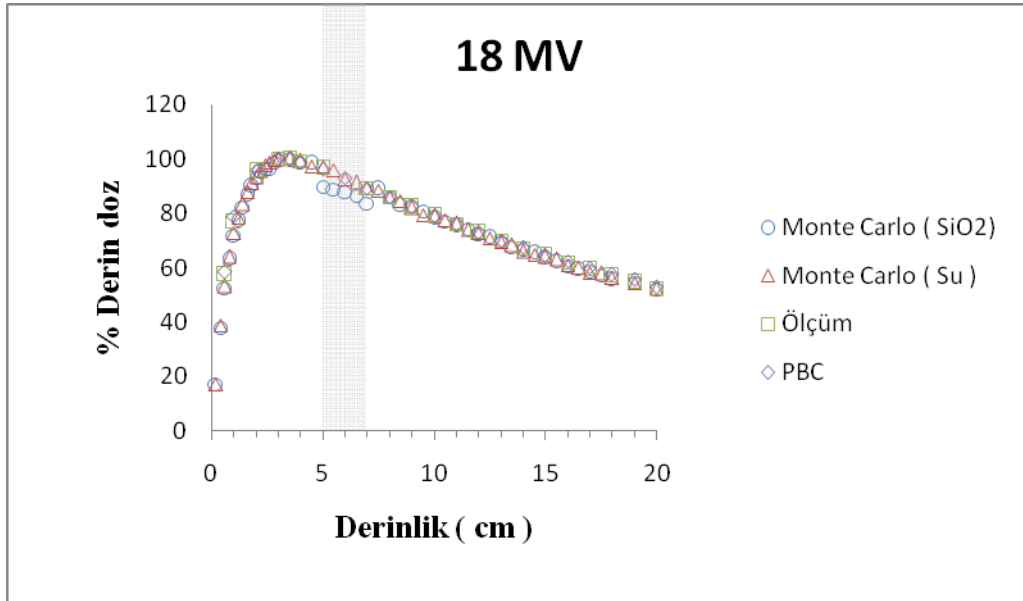
Şekil 4.10. 6 MV CoCrMo alaşımı için % derin doz eğrileri



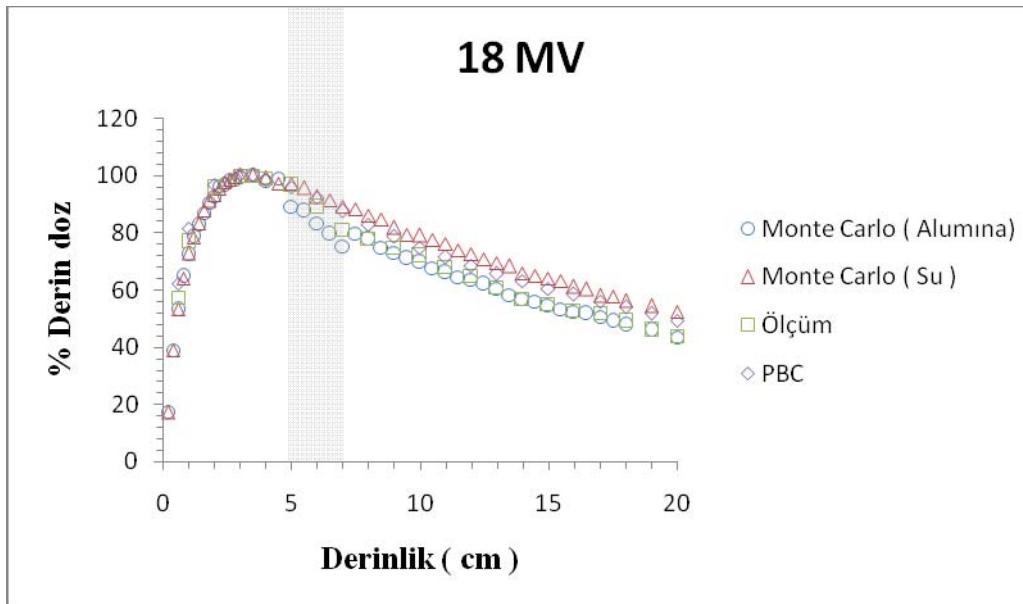
Şekil 4.11. 18 MV Polietilen için % derin doz eğrileri



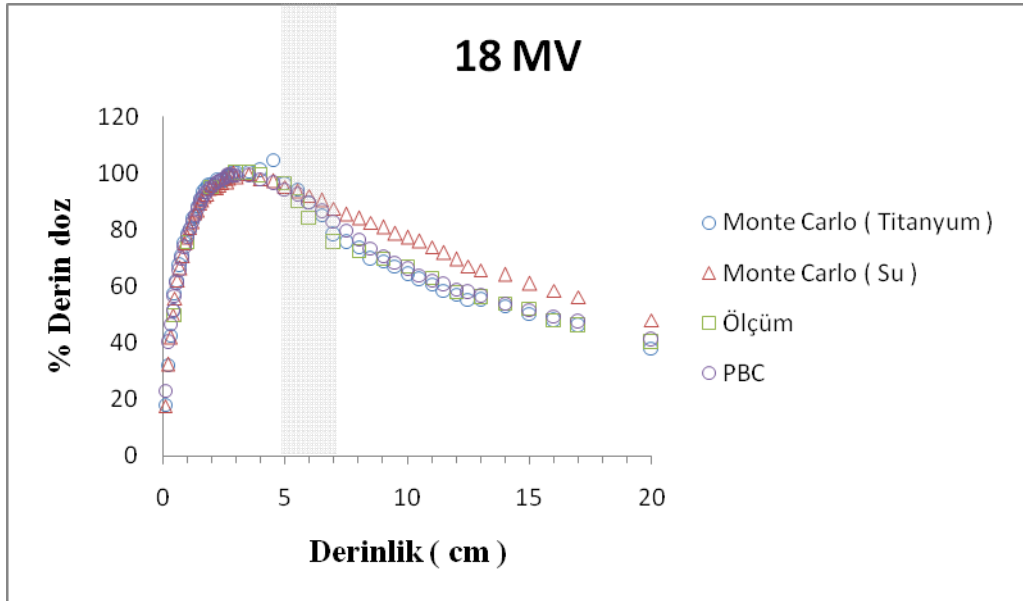
Şekil 4.12. 18 MV PMMA için % derin doz eğrileri



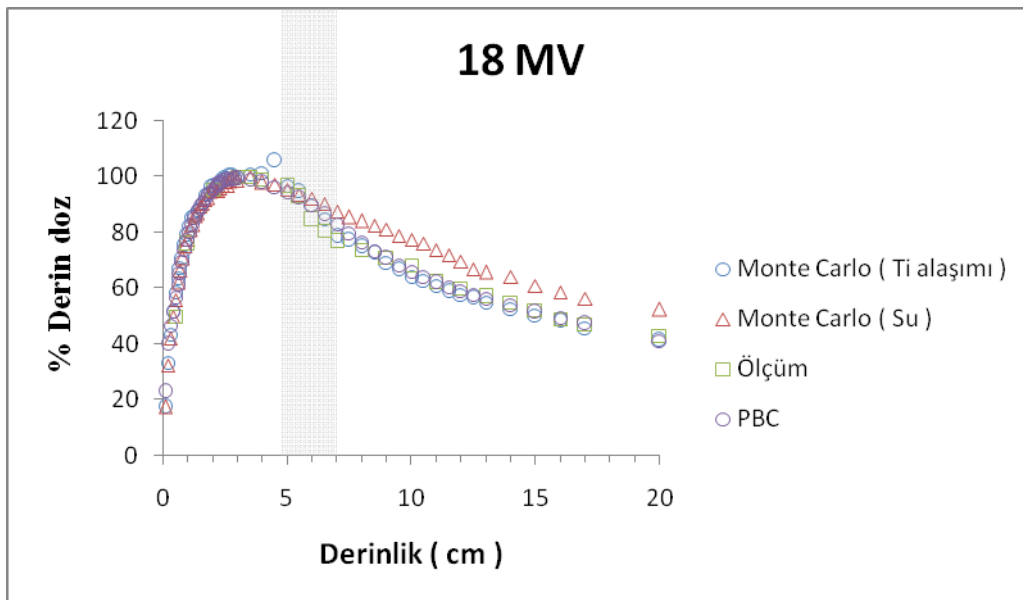
Şekil 4.13. 18 MV Silikon için % derin doz eğrileri



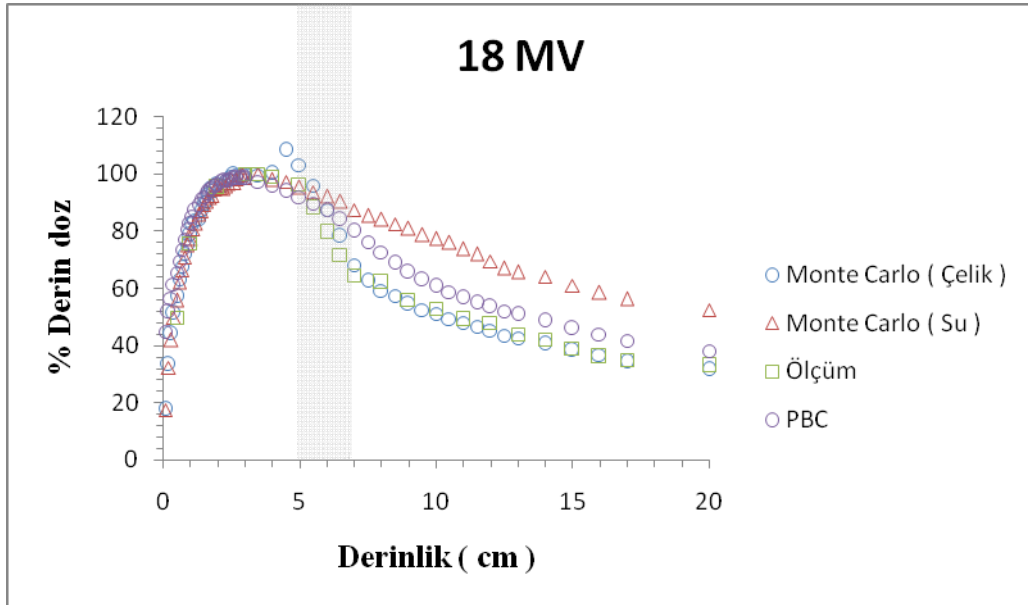
Şekil 4.14. 18 MV Alümina için % derin doz eğrileri



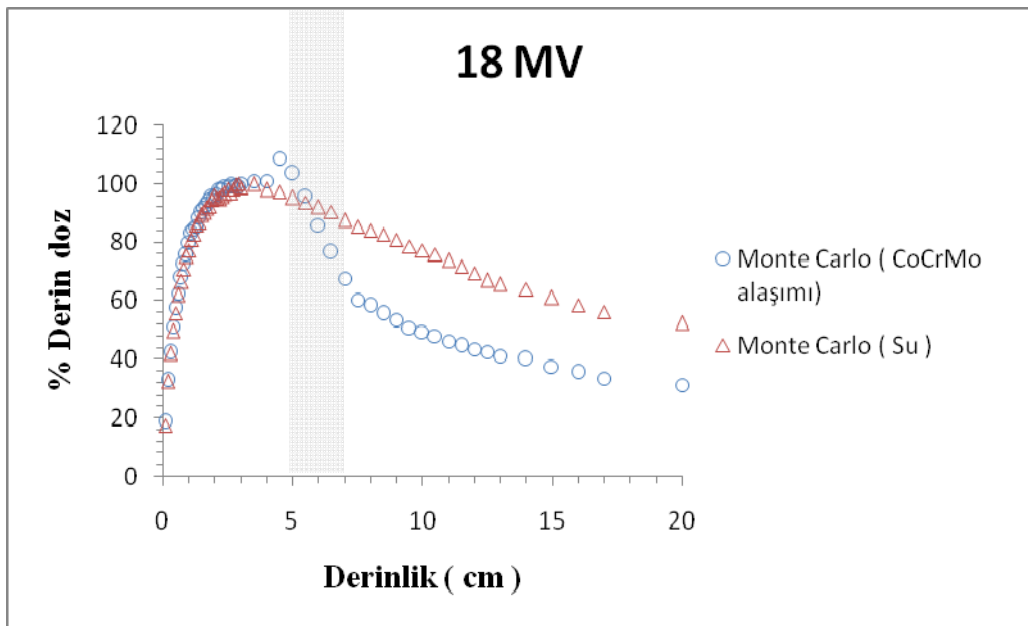
Şekil 4.15. 18 MV Titanyum için % derin doz eğrileri



Şekil 4.16. 18 MV Titanyum alaşımı için % derin doz eğrileri



Şekil 4.17. 18 MV Çelik için % derin doz eğrileri



Şekil 4.18. 18 MV CoCrMo alaşımı için % derin doz eğrileri

8 adet biyomalzemenin % derin doz grafiklerine bakıldığında, metal biyomalzemelere bağlı olarak soğrulan dozda önemli değişiklikler olduğu görölmüştür. Ding ve ark. (2001) titanyum ve çelik kullanarak 18 MV ile yaptığı Monte Carlo modellemesinde protezin 2 mm önünde %15 oranında dozda artış gözlemlenmişlerdir. Mesbahi ve ark. (2007) ise 9 MV kullanarak titanyum, çelik ve CoCrMo alaşımı ile yaptığı Monte Carlo çalışmasında protezin yaklaşık 5 mm önünde % 18'e varan dozda artış gözlemlenmişlerdir. Bu çalışmadaki sonuçlara bakıldığında ise implante edilen biyomalzemenin 0,5 cm önündeki dokuda geri saçılmadan dolayı 6 MV foton enerjisinde, titanyum için % 8,4, titanyum alaşımı için % 7,9, CoCrMo alaşımı için % 10,6 ve çelik için %9,6, alümina için ise %2,9; 18 MV foton enerjisinde ise titanyum için % 7,2, titanyum alaşımı için % 6,5, CoCrMo alaşımı için % 9,9, çelik için %8,7, alümina için ise %1,7 oranında dozda artış görölmüştür. Enerji arttıkça metal biyomalzemeye bağlı olarak meydana gelen geri saçılmanın da azaldığı gözlemlenmiştir. Literatürde sadece çelik, titanyum, titanyum alaşımı ve CoCrMo alaşımı için yapılan çalışmalar bulunduğundan alümina için karşılaştırabilecek bir çalışma bulunamamıştır. Fakat diğer metal biyomalzemelerde görölen doz artışı literatürle uyumlu bulunmuştur. Yapılan bu çalışma ile hasta çenesinde sıklıkla kullanılan alüminanın hastanın tedavisine yaptığı etki hakkında literatüre geçebilecek bir yorumda bulunulmuştur.

Eclipse tedavi planlama sistemi metal biyomalzemelerin yol açtığı saçılma ve geri saçılmayı tam olarak hesaplayamamıştır. Bu nedenle tedavi planlama sistemi kullanılarak elde edilen grafiklerde geri saçılmaya bağlı olarak oluşan doz artışı görölmemiştir. Monte Carlo program koduyla gözlenen dozdaki bu artış, deneysel ölçümlerde de gözlenememiştir. Çünkü, ölçümlerde seçilen iyon odanın hacmi ne kadar küçük olursa olsun (0,125 cc) geri saçılmaların gözlemlenebilmesi için yeterli değildir. Bu sonuca, sadece gerçeğe en yakın sonuçlar veren Monte Carlo programından elde edilen sonuçlardan yola çıkarak varılmıştır.

Metal biyomalzemenin geri saçılmalarından dolayı yaptığı doz artışının yanı sıra, biyomalzemenin içindeki ve biyomalzemenin çıkışındaki noktalarda da dozda azalmaya neden olduğu görölmüştür. 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 % 10,2-11,2 ve %5-6,2 dozda azalmaya neden oldukları yorumunda bulunmuşlardır. Çalışmadaki sonuçlara bakıldığında ise metal biyomalzemelerin içindeki ve dışındaki noktalarda ve biyomalzemelerden derinlere doğru inildikçe önemli büyüklükte dozda azalmalara neden olduğu görülmüştür (Çizelge 4.1). Bunlar Monte Carlo koduyla elde edilen sonuçlardır.

Sonuçlara bakıldığında metal biyomalzemelerin yarattığı bu etkinin yoğunluk bağımlı olduğu görülmüştür. Maksimum fark sırasıyla CoCrMo alaşımı ve çelik için bulunmuştur. Titanyum ve titanyum alaşımı için ise dozdaki azalmanın daha az olduğu görülmüştür. Diğer taraftan, CoCrMo alaşımı için dozdaki azalma derinlikle artmakta ve protezden 10 cm uzaklıkta maksimum hale gelmektedir. Enerji arttıkça ise derinlere inildikçe dozdaki azalmanın da azaldığı görülmüştür.

Monte Carlo sonuçları TPS sonuçlarıyla karşılaştırıldığında, Eclipse TPS'in metal biyomalzemelerin yol açtığı azalmayı tam olarak hesaplayamadığı görülmüştür. Bu nedenle, Eclipse TPS metal biyomalzemelerin arkasında (7,5cm'de) alümina için %6-%3, 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 göstermiştir. Metal biyomalzemelerden 5 cm uzaklıkta ise alümina için %2-%1, 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 enerjilerde dozu fazla göstermiştir.

Çizelge 4.1. Metal biyomalzemelerin neden olduğu dozdaki % azalmalar

6 MV					
Biyomalzemeler	Alümina	Ti alaşımı	Titanyum	Çelik	CoCrMo alaşımı
Protezin içinde (6 cm)	%8	%12	%13,5	%19	%21
Protezin dışında (7,5 cm)	%12,7	%18,7	%19,9	%26,9	%29,3
Protezden 5 cm uzaklıkta	%16,9	%19,4	%21,4	%36,3	%39,1
Protezden 10 cm uzaklıkta	%17,5	%20,5	%22,9	%40,4	%41,5
18 MV					
Biyomalzemeler	Alümina	Ti alaşımı	Titanyum	Çelik	CoCrMo alaşımı
Protezin içinde (6 cm)	%3	%4	%5	%7	%8
Protezin dışında (7,5 cm)	%9	%9,7	%11,7	%25	%29
Protezden 5 cm uzaklıkta	%12,6	%17	%17,3	%35,3	%36,3
Protezden 10 cm uzaklıkta	%15,1	%19,4	%17,8	%38,9	%39

Derinlik arttıkça aradaki bu farkın arttığı ve 6 MV foton enerjisi için çelik biyomalzemeden 10 cm uzaklıkta bu farkın maksimum değere (%24) ulaştığı görülmüştür.

Bu fark, derinlik arttıkça saçılan fotonların miktarı da artacağından ve buna bağlı olarak metal biyomalzemelerin azaltma etkisinin tam olarak hesaplanamamasından kaynaklanmış olabilir. Ayrıca tedavi planlama sistemine çeliğin elektron yoğunluğu 6,63 girilmesi gerekirken 5 girilebildiği için dozu fazla hesaplamış olabilir. Eclipse

TPS metal biyomalzemelerin içindeki noktalarda da alümina, titanyum, titanyum alaşımı ve çelik için soğrulan dozu fazla hesaplamaktadır. Buna bağlı olarak da, metal biyomalzemeler içerisindeki noktalarda hesaplanan dozlar Eclipse TPS ve Monte Carlo algoritmasıyla farklı bulunmaktadır. Çünkü, Eclipse TPS'e biyomalzemelerin atom numaraları girilemediğinden dozu suya göre hesaplamaktadır. Oysaki, Monte Carlo dozu belirtilen ortama göre hesaplamaktadır. Eclipse TPS birincil fotonların yaptığı compton etkileşimlerini ve buna bağlı olarak meydana gelen azalmaları Monte Carlo algoritmasının yapabildiği gibi doğru hesaplayabilmektedir. Fakat özellikle ağır metallerde fotoelektrik olayına bağlı olarak soğrulan düşük enerjili fotonları ve ikincil elektronları Monte Carlo algoritması kadar doğru hesaplayamamaktadır.

Su eşdeğeri biyomalzemelere bakıldığında ise silikon için %2,5-%1,2, polietilen için % 1,6-% 1,5, ve PMMA için %0,7-% 0,5 maksimum oranlarında 6 MV ve 18 MV sırasıyla olmak üzere dozda azalma görülmüştür. Bunlar Monte Carlo program koduyla elde edilen sonuçlardır. Silikon biyomalzeme sonuçları, Patton ve ark. (1980) ve Klein ve ark. (1992)'nın silikon biyomalzeme kullanarak elde ettiği sonuçlarla uyumlu bulunmuş ve silikon protezin dozda minimal değişiklikler yaratacağı sonucuna varılmıştır.

Ölçüm sonuçlarına bakıldığında ise Monte Carlo koduyla elde edilen değerlerle ortalama % 3-4 içerisinde uyumlu bulunmuştur. Aradaki bu fark deneysel şartlardan ve hatalardan kaynaklanmış olabilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın sonuçları AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Task Group 63 raporuna göre değerlendirilmiştir. Sonuçlara bakıldığında titanyum, titanyum alaşımı, çelik ve CoCrMo alaşımının hastaya verilen dozda önemli değişikliklerde bulunduğu sonucuna varılmıştır. Yoğun madde kullanılarak yapılan protezlerin kullanıldığı durumlarda, saçılmadan dolayı dozda büyük değişikliklere yol açtığı görülmüştür. Materyalin cinsine, yoğunluğuna ve Z'sine bağlı olarak dozdaki değişikliğin büyüklüğü de değişmektedir. Çalışmada enerji arttıkça geri saçılmanın azaldığı gözlenmiştir. Materyalin kalınlığı ve yoğunluğu arttıkça hasta kalınlığı içinde derinlere inildikçe dozda büyük azalmalara yol açacağı görülmüştür. Materyalin yoğunluğu arttıkça malzemeye bağlı olarak doku önünde oluşan geri saçılma ve buna bağlı olarak doz artışı da artmaktadır. PMMA, polietilen ve silikon biyomalzemelerinin dokuya çok yakın özellikte olduğu görülmüştür. Bu malzemeler ile su arasında radyoterapideki doz dağılımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanamamıştır. Bu implantlara sahip kanser hastalarının radyoterapi almaları durumunda bu biyomalzemelerin doku gibi davranarak radyoterapi doz dağılımı açısından bir sorun yaratmayacağı sonucuna varılmıştır.

Diğer metal yapısında bulunan titanyum, titanyum alaşımı, çelik ve CoCrMo alaşımı ve alümina biyomalzemelerin ise doku gibi davranmadığı ve dozda büyük ölçüde değişikliklere yol açtığı görülmüştür. Bu nedenle bu tip protezli hastaların radyasyonla tedavisinde protezin tedaviyi etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Böyle durumlarda;

Tedavi planlama sisteminin heterojenite düzeltme hususu hakkındaki limitleri ve imkanları öğrenilmelidir. Tedavi planlama sisteminde malzemelerin elektron yoğunluğu değerinin değişip değişmeyeceği araştırılmalı, eğer mümkünse malzeme tomografi sisteminde çekildikten sonra elektron yoğunluğu, gerçek olan yoğunlukla değiştirilmelidir. Deneysel ve Monte Carlo sonuçlarına bakıldığında, metal proteze sahip olan hastaların radyasyonla tedavisinde Monte Carlo algoritması bulunan

tedavi planlama sistemlerinin kullanılmasının dozun doğru hesaplanması açısından daha uygun olduğu görülmüştür.

Pelvik ışınlanması yapılacak hastalarda protez varsa, Radyasyon Onkologları protezin yapısı hakkında fizikçileri bilgilendirmelidir. Öncelikle protez dışarıda bırakılacak şekilde planlama yapılması denenmelidir. Eğer protez tedavi alanı içerisinde kalıyorsa proteze bağlı oluşabilecek sıcak ve soğuk bölgeler onkologların değerlendirilmesine bırakılmalıdır.

Işınlanması gereken tedavi hacminin protez tarafından nasıl etkilendiği incelenmelidir. Protezli hastaların ilk tedavi fraksiyonunda TLD ya da MOSFET gibi dozimetrik ölçüm sistemleriyle giriş ve çıkış dozları ölçülmeli, hesap yapılmalı ve protezin neden olduğu dozdaki azalmalar hesaplanmalıdır.

Günümüzde kullanılan tedavi planlama sistemleri bu materyallerin oluşturduğu artefaklardan dolayı dozu doğru hesaplayamamakta ve bize doğru sonuçlar verememektedir. Bu nedenle ağır metaller içeren hastaların tedavi planlamasını yapabilecek sistemlerin geliştirilmesi gelecekte istenilenlerin en başında gelmektedir.

Kalça eklemi yerine kalça protezi yerleştirilmiş bir hastanın radyoterapiye ihtiyaç duyması halinde, protezin tedavi için bir problem teşkil edeceği ve dozun istenilen bölgeye eksiksiz bir şekilde uygulanmasına engel olacağı görülmüştür. Radyoterapiye ihtiyaç duyulan kalça protezi bulunan bir hastada tedavi planlaması yapılırken kalça protezi göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmanın sonucunda Eclipse tedavi planlama sisteminde bulunan PBC doz hesaplama algoritmasının yüksek atom numaralı biyomalzemeye sahip hastaların tedavisinde kullanıldığında tam olarak doğru sonuç vermediği sonucuna varılmıştır. Bu nedenle gerçeğe en yakın sonuçlar veren Monte Carlo tabanlı planlama sistemlerinin proteze sahip hastalarda kullanılması daha doğru olacaktır.

Elde edilen sonuçlar literatürdeki benzer çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur. Çalışmanın sonuçları radyoterapi uygulanacak protezli bir hastanın tedavisinin doğruluğu açısından referans olacaktır. Bu çalışmanın sonuçları, radyasyonla

etkileştiğinde dozda nasıl bir etkiye yol açabileceği hakkında literatürde bilgi eksikliği bulunan alümina, PMMA ve polietilen biyomalzemeler için önemli bir kaynaktır. Bütün sonuçlar Çizelge 5.1’de verilmiştir. Bu sonuçlar, bu tip protezlere sahip hastaların Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi A.D’nda tedavi edilmeleri durumunda kullanılacaktır.

Çizelge 5.1. Biyomalzemelerin radyasyon dozuna etkileri

Biyomalzeme	Enerji	Dozdaki Artış (5 mm biyomalzeme önünde)	Dozdaki Maksimum Azalma
PMMA	6 MV		% 0,7
	18 MV		% 0,5
POLİETİLEN	6 MV		% 1,6
	18 MV		% 1,5
SİLİKON	6 MV		% 2,5
	18 MV		% 1,2
ALÜMİNA	6 MV	% 2,9	% 17,5
	18 MV	% 1,7	% 15,1
ÇELİK	6 MV	%9,6	% 40,4
	18 MV	% 8,7	% 39,0
TİTANYUM	6 MV	% 8,4	% 22,9
	18 MV	% 7,2	% 17,8
TİTANYUM ALAŞIMI	6 MV	%7,9	% 19,6
	18 MV	% 6,5	% 19,4
CoCrMo ALAŞIMI	6 MV	% 10,6	% 41,5
	18 MV	% 9,9	% 39,0

KAYNAKLAR

1. ICRU Report 50, "Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy", *International Commission on Radiation Units and Measurements*, Bethesda, MD (1993).
2. 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).
3. ICRU Report 62, "Prescribing, Recording and Reporting Photo Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)", *International Commission on Radiation Units and Measurements*, Bethesda, MD (1999).
4. Reft, C., Alecu, R., Das, IJ., Gerbi, BJ., Keall, P., Lief, E., "Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation", report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63, *Med Phys*, 30:1162– 82 (2003).
5. Biggs, PJ., Russell, MD., "Effect of a femoral head prosthesis on megavoltage beam radiotherapy", *Int J Radiat Oncol Biol Phys*,14: 581–6 (1988).
6. 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).
7. Sibata, CH., Mota, HC., Higgins, PD., " Influence of hip prostheses on high energy photon dose distributions", *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 18:455–461 (1990).
8. Mesbahi,A.,Nejad,F., "Dose attenuation effect of hip prostheses in a 9-MV photon beam: commercial treatment planning system versus Monte Carlo calculations", *Radiat Med.*, 25:529–535 (2007).
9. Mesbahi, A., Nejad,F., "Monte Carlo study on the impact of spinal fixation rods on dose distribution in photon beams", *Rep Pract Oncol Radiother.*,12(5):261-266 (2007).
10. 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).
11. Özen, J., Dirican B., Oysul K., Beyzadeoğlu, M., Üçok, Ö., Beydemir, B., " Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy", *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 99: 743-7 (2005).

12. Klein, E.E., M.S., Robert, R., Kuske, M.D., "Changes in photon dose distributions due to breast prosthesis", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 25: 541-54 (1993).
13. Shedbalkar, A.R., M.D., Devata, A., Padanilam, T., M.S., "A study of effects of radiation on silicone prostheses", *Plast. Reconstr. Surg.*, 65: 805-810 (1980).
14. Piontek, R.W., Kenneth, R., Kase, D., "Radiation transmission study of silicone elastomer for mammary prosthesis", *Radiology*, 136: 505-507 (1980).
15. Patton, H., McGinley, Waldo, R., Powell, M.D., Bostwick, J., "Dosimetry of a silicone Breast Prosthesis", *Radiology*, 135: 223-224 (1980).
16. Krishnan, L., George, F., Manssfield, C., Engikolai, C., "Effect of silicone gel breast prosthesis on electron and photon dose distributions", *Med. Phys.*, 10 (1) :96-100 (1982).
17. Mesbahi, A., Thwaites, D., Reilly, A., "Experimental and Monte Carlo evaluation of Eclipse treatment planning system for lung dose calculations", *Rep Pract Oncol Radiother.*, 3: 1-11 (2006).
18. Hudson, FR.,Inst, F.,Crawley, MT., Samarasekera, M., "Radiotherapy treatment planning for patients fitted with prostheses", *The British Journal of Radiology*, 57-603-608 (1984).
19. Mian, TA., Van Putten, MC., Kramer, DC., Jacop, RF.,Boyer, AL., "Back scatter radiation at bone-titanium interface from high energy x and gamma rays", *Int J Radiation Oncology Biol. Phys.*,13:1943-1947 (1987).
20. Delacroix, S., Rymel, J., Smith, J., Clubb, BS., "The effects of steel and titanium mandibular reconstruction plates on photon and electron beams", *The British Journal of Radiology*, 63:642-645 (1990).
21. Schwartz, HC., Wollin, M., Leake, DL.,Kagan, AR., "Interface radiation dosimetry in mandubular reconstruction", *Arch. Otolaryngol*, 105:293-295 (1979).
22. Wang, RR.,Pillai, K.,Jones, PK., "In vitro backscattering from implant materials during radiotherapy", *J. Prosthet. Dent.*, 75: 626-632 (1996).
23. Scrimger, JW., "Backscatter from high atomic number materials in high energy photon beams", *Radiology*, 124: 815-817 (1977).
24. Gümüşderelioğlu, M., "Biyomalzemeler", *Bilim ve Teknik*, 2-11 (2002).
25. Niinomi, M., "Recently Metallic Materials for Biomedical Applications", *Metalurgical and Materials Transactions*,Warrendale, 477-486 (2002).

26. Gür, A.K., “Şekil hafıza özelliğine sahip Ni-Ti alaşımının biyouyumluluğu”, Yüksek Lisans Semineri, *Fırat Üniv. Fen Bil. Enst.*, Elazığ (2003).
27. Jonn, B.P., Young, K.K., “Metalic Biomaterials”, *Biomedical Engineering Handbook*, Unit:37 (2000).
28. Bilgili, H., “Kedi ve köpeklerin ekleme yakın ekstremite kemikleri kırıklarında osteosentez amacıyla mini-titanyum plakların kullanımı”, *Türk J. Vet Anim.*, Tübitak (2002).
29. Mantovani, D., “Shape Memory Alloys: Properties and Biomedical Applications”, *Metals&Materials Society*, 36-44 (2000).
30. Hoca, S., “Silikon protezlerin radyoterapi doz dağılımına etkisi”, Doktora Tezi, *Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, İzmir, (2007).
31. İnternet: “Metalurji mühendisleri odası dergisi”
[http:// www.metalurji.org.tr/hudaci3_0809.pdf](http://www.metalurji.org.tr/hudaci3_0809.pdf) (2010).
32. 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).
33. PTW-Freiburg, PTW Ionizing Radiation Detectors, 2006/2007 (2006).
34. Adapınar,B.,“Temel radyoloji teknigi”,3.baskı Günes-Nobel, 316-324 (1997).
35. MEB yayınları, “Radyoloji”, Ankara (2011).
36. Thomas, SJ., “Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning”, *The british journal of radiology*, 72: 781-786 (1999).
37. Coolens, C., Childs, PJ., “ChildsCalibration 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).
38. Robertson, D., Weiss, P., Fishman, E., Magid, D., Walker, P., “Evaluation of CT techniques for reducing artifacts in the presence of metallic orthopedic implants”, *J. Comput. Assist. Tomogr.*, 12: 236–41 (1988).
39. Seitz, P., Ruegsegger, P., “CT bone densitometry of the anchorage of artificial knee joints, *J. Comput. Assist. Tomogr.*”, 9:621–622 (1985).
40. Fishman, E., Magid, D., Robertson, D., “Metallic hip implants: CT with multiplanar reconstruction”, *Radiology*, 160: 675–81 (1986).

41. Schneider, U., Pedroni, E., Lomax, A., “The calibration of CTHounsfield units for radiotherapy treatment planning”, *Phys. Med. Biol.*, 41: 111–24 (1996).
42. Ayyıldız, Ü., “Radyoterapide kullanılan kaynak ve dedektörlerin çoklu geometri tekniği ile EGSnrc Monte Carlo modellemesi”, Yüksek Lisans Tezi, *Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Manisa (2005).
43. Rogers, D.W.O., “Monte Carlo in Radiotherapy” Ionizing Radiation Standarts NRC, Ottawa, Physics in Canada, *Medical Physics Special Issue*, 58: 63-70 (2002).
44. Krane, K.S., “Introductory Nuclear Physics”, Başar Şarer, Ankara (2001).
45. Akar, A., “ Bazı biyolojik materyallerde enerji transferi ve durdurma gücü”, Doktora Tezi, *On Dokuş Mayıs Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Samsun (2005).
46. ER, N., “Göğüs röntgenogramlarında hasta dozunun Monte Carlo yöntemi ile belirlenmesi”, Yüksek Lisans Tezi, *Harran Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Şanlıurfa, 46 (2003).
47. Yorulmaz, N.,”Özgül soğurma oranlarının görüntüsel bir vücut modeli yardımıyla Monte Carlo yöntemi kullanılarak belirlenmesi”, Yüksek Lisans Tezi, *Harran Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Şanlıurfa (2006).
48. Walters, BRB., Rogers DWO., “DOSXYZnrc users manual”, National Research Council of Canada Report, PIRS-709 (2002).
49. Ford, R.L., Nelson, W.R., “The EGS code system-version 3”, Stanford Linear Accelerator Center Report, SLAC-210 (1978).
50. İnternet: “Ionizing radiation standards”
<http://irs.inms.nrc.ca/software/beamnrc/> (1995).
51. İnternet: “National institute of standards and technology”
<http://www.nist.gov/index.html> (2010).
52. Wieslander, E., Knoos, T., “Dose perturbation in the presence of metallic implants: treatment planning system versus Monte Carlo simulations”, *Phys Med Biol.*, 48:3295–305 (2003).
53. Das, IJ., Kahn, FM., “Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams”, *Med. Phys.*, 16: 367-375 (1989).

EKLER

EK- 1. DOSXYZnrc Monte Carlo kodunun arayüzü



EK-2. DOSXYZnrc kodunun input değerleri

Inputs

? Title Foton

Phantom definition

If you are using source 2 or 4, you must define the materials in the phantom here first before defining the source.

? Define phantom using ... non-CT data input phantom created from CT data

? Global electron cutoff energy - ECUT (MeV) 0.7

? Global photon cutoff energy - PCUT (MeV) 0.01

? Print summary of highest 20 doses no

Source parameters

? Incident particle photon

? Source type 3 - Point source from the front with rectangular collimation

Simulation parameters

? Number of histories 300000000

? IWATCH Output none

? Maximum CPU time (hours) 99

? RNG seed 1 33

? RNG seed 2 97

? Incident beam size (source 2, 4 or 8) 100.0

? Run option first time

? 'HOWFARLESS' off

? Thickness of region outside phantom is uniform

? Medium of region outside phantom VACUUM

? Output restart data after every batch

? Range rejection off

? ESAVE: range rejection done only below this energy (MeV)

? Photon splitting number 0

? # times to recycle each particle in phase space source 0

? Run job in parallel no

EK-3. Nokta kaynak oluşturma

Set source options

Source 3 - Point source from the front with rectangular collimation

Lower x-bound on source (cm)

Upper x-bound on source (cm)

Lower y-bound on source (cm)

Upper y-bound on source (cm)

Source to surface distance (SSD) (cm)

Specify source beam energy or energy spectrum filename:

monoenergetic

Kinetic energy of beam (MeV)

OR

spectrum

Spectrum filename (complete):

EK-4. Fantom oluşturma

Define Phantom

Step 1: Voxel Dimensions

Define x voxels: individually
 as groups

Number of x voxels or groups of voxels

Define y voxels: individually
 as groups

Number of y voxels or groups of voxels

Define z voxels: individually
 as groups

Number of z voxels or groups of voxels

Step 2: Define Media (include medium for region surrounding phantom)

Number of media

Step 3: Output

Output .egsphant file

EK-5. DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su ortamı için)

```

*****
NRCC/UW EGSnrc user-code DOSXYZnrc ($Revision: 1.45 $ last edited $Date: 2009/10/21 21:20:24 $)
ON gnu-win32 (gnu_win32) 22:24:22 May 14 2011
*****
**
** DOSXYZnrc **
** Z pronounced zed **
**
** Code developed at the National Research Council of Canada and **
** University of Wisconsin as part of the OMEGA project **
**
** This is $Revision: 1.45 $ last edited $Date: 2009/10/21 21:20:24 **
**
*****

```

```

The following parameters may be adjusted in dosxyz_user_macros.morfran
$MXMED: Max number of media: 7
$MXSTACK: Max stack size: 15
$IMAX,etc: Max dose scoring regions in x,y,z directions: 128 128 56
$MAXDOSE: Max dose scoring regions consistent with above: 917505
$DOSEZERO(=1) 1=> all doses with uncert > 50% are zeroed in .3ddose file

```

```

The following parameters may be adjusted in srcxyz.macros
$INVDIM: number of elements in inverse CPD for input energy spectra = 1000
$NENSRC: number of bins in input energy spectrum = 200

```

```

=====
Title: 6mv
=====

```

```

Number of media (min = 1, max = 7, 0 => CT data): 1
Medium 1: H2O700ICRU

```

```

ECUTIN,PCUTIN,(ESTEPE,SMAX--DUMMY INPUTS):
0.700 0.010 0.000 0.000

```

```

# regions in x (max= 128),y (max= 128),z (max= 56) directions
(if<0,implies # groups of reg), IPHANT (1 to output a .egsphant
file for dosxyz_show, 0[default] to not output this file)
: -1 -1 -4 1

```

```

Input boundaries in the x-direction
-----

```

```

Initial boundary: -15.250
width in this group, number of regions in group: 0.500 61
Boundaries
-15.250 -14.750 -14.250 -13.750 -13.250 -12.750
-12.250 -11.750 -11.250 -10.750 -10.250 -9.750
-9.250 -8.750 -8.250 -7.750 -7.250 -6.750
-6.250 -5.750 -5.250 -4.750 -4.250 -3.750
-3.250 -2.750 -2.250 -1.750 -1.250 -0.750
-0.250 0.250 0.750 1.250 1.750 2.250
2.750 3.250 3.750 4.250 4.750 5.250
5.750 6.250 6.750 7.250 7.750 8.250
8.750 9.250 9.750 10.250 10.750 11.250
11.750 12.250 12.750 13.250 13.750 14.250
14.750 15.250

```

EK-5. (Devam) DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su ortamı için)

Input boundaries in the y-direction

```
-----
Initial boundary:          -15.250
width in this group, number of regions in group:          0.500  61
Boundaries
-15.250   -14.750   -14.250   -13.750   -13.250   -12.750
-12.250   -11.750   -11.250   -10.750   -10.250   -9.750
-9.250    -8.750    -8.250    -7.750    -7.250    -6.750
-6.250    -5.750    -5.250    -4.750    -4.250    -3.750
-3.250    -2.750    -2.250    -1.750    -1.250    -0.750
-0.250     0.250     0.750     1.250     1.750     2.250
 2.750     3.250     3.750     4.250     4.750     5.250
 5.750     6.250     6.750     7.250     7.750     8.250
 8.750     9.250     9.750    10.250    10.750    11.250
11.750    12.250    12.750    13.250    13.750    14.250
14.750    15.250
```

Input boundaries in the z-direction

```
-----
Initial boundary:          0.000
width in this group, number of regions in group:          0.200  10
width in this group, number of regions in group:          0.500  40
width in this group, number of regions in group:          1.000   3
width in this group, number of regions in group:          10.000  1
Boundaries
 0.000     0.200     0.400     0.600     0.800     1.000
 1.200     1.400     1.600     1.800     2.000     2.500
 3.000     3.500     4.000     4.500     5.000     5.500
 6.000     6.500     7.000     7.500     8.000     8.500
 9.000     9.500    10.000    10.500    11.000    11.500
12.000    12.500    13.000    13.500    14.000    14.500
15.000    15.500    16.000    16.500    17.000    17.500
18.000    18.500    19.000    19.500    20.000    20.500
21.000    21.500    22.000    23.000    24.000    25.000
35.000
```

Total # regions including exterior = 200935

```
Input groups of regions for which density and medium are not defaults
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY ( 1 61)( 1 61)( 1 54) 1 1.000
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY
Found blank line => end of this input
```

```
Input groups of regions for which ECUT and PCUT are not defaults
NB This option is disabled, just input 8 zeros.
Dummy values of lower,upper i, j, k, ECUT, PCUT
Found blank line => end of this input
```

```
Enter 8 numbers on one line
 3 pairs defining lower,upper x,y,z indicies of dose regions
for which results are to be output
IZSCAN: non-zero for z-scan/page
MAX20:  if any one = 1, output summary of max 20 doses.
end signaled by first pair both zero
for no dose printed, MAX20 is still read from first line
```

```
31 31 31 31 1 50 1 0
Found blank line => end of this input
```

```
Read input energy spectrum from:
c:/HEN_HOUSE/spectra/mohan6.spectrum
Have read 24 input energy bins from file
Counts/MeV assumed
Energy ranges from 0.000 MeV to 6.000 MeV
```


EK-5. (Devam) DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su ortamı için)

Index ranges of beam field

```
-----
-5.000    5.000    i index ranges over i= 21 to 41
-5.000    5.000    j index ranges over j= 21 to 41
```

Summary of source parameters (srcxyznrc \$Revision: 1.25 \$)

```
Point source incident from the front(+ve z-axis)
Electric charge of the source:          0
x-boundaries:      -5.0000 cm-      5.0000 cm
y-boundaries:      -5.0000 cm-      5.0000 cm
SSD                100.0000 cm
```

=====

Electron/Photon transport parameter

=====

Photon cross sections	si
Compton cross sections	default
Photon transport cutoff(MeV)	0.1000E-01
Pair angular sampling	KM
Pair cross sections	NRC
Triplet production	off
Bound Compton scattering	ON
Radiative Compton corrections	off
Rayleigh scattering	ON
Atomic relaxations	OFF
Photoelectron angular sampling	ON
Electron transport cutoff(MeV)	0.7000
Bremsstrahlung cross sections	NIST
Bremsstrahlung angular sampling	KM
Spin effects	On
Electron Impact Ionization	OFF
Maximum electron step in cm (SMAX)	0.1000E+11
Maximum fractional energy loss/step (ESTEPE)	0.2500
Maximum 1st elastic moment/step (XIMAX)	0.5000
Boundary crossing algorithm	EXACT
Skin-depth for boundary crossing (MFP)	5.000
Electron-step algorithm	PRESTA-II

=====

Medium	AE	AP
H2O700ICRU	0.700	0.010

No range rejection.

Histories to be simulated for this run 300000000

Histories to be analyzed after this run 300000000

Elapsed wall clock time to this point= 0.681 s

CPU time so far for this run = 0.515 s

EK-5. (Devam) DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su ortamı için)

```
Medium          AE      AP
H20700ICRU     0.700  0.010
```

No range rejection.

Histories to be simulated for this run 300000000

Histories to be analyzed after this run 300000000

Elapsed wall clock time to this point= 0.681 s

CPU time so far for this run = 0.515 s

BATCH #	TIME-ELAPSED	TOTAL CPUTIME	RATIO	TIME OF DAY	RNG pointers
1	0.0	0.0	0.00	22:24:22	ixx jxx = 97 33
2	2520.8	2517.7	1.00	23:06:23	ixx jxx = 89 25
3	5199.7	5196.3	1.00	23:51:02	ixx jxx = 76 12
4	7869.0	7865.1	1.00	00:35:31	ixx jxx = 51 84
5	10424.6	10420.3	1.00	01:18:07	ixx jxx = 4 37
6	12441.5	12436.5	1.00	01:51:44	ixx jxx = 63 96
7	14181.7	14176.1	1.00	02:20:44	ixx jxx = 36 69
8	15900.4	15894.0	1.00	02:49:23	ixx jxx = 61 94
9	17620.3	17613.1	1.00	03:18:03	ixx jxx = 28 61
10	19337.7	19329.9	1.00	03:46:40	ixx jxx = 47 80

Total CPU time for run = 21049.5 s = 5.847 hr => 51307569. hist/hr
On gnu-win32 (gnu_win32)

Fraction of incident energy deposited in the phantom = 0.5902

Number of charged particle steps simulated, N_step = 13931642008
Number of charged particle steps/incident fluence = 4.64388E+03
No. of PRESTA-II steps/total no. of charged particle steps = 0.51546

16mv

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 0.000E+00(1/cm**2)

Photon planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 5.703E+06(1/cm**2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 0.000E+00(1/cm**2)

Photon planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 3.007E+06(1/cm**2)

Average planar fluence (number/beam area), F = 3.000E+06(1/cm**2)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.45 \$) Dose outputs (dose/F, Gy.cm**2)

EK-5. (Devam) DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su ortamı için)

```

                for x=   -0.250 to    0.250    i= 31
ybounds: -0.250      0.250
zbounds (
j=      31
0.200  1  2.529E-12- 1.2%
0.400  2  4.871E-12- 1.0%
0.600  3  6.010E-12- 0.9%
0.800  4  6.612E-12- 0.9%
1.000  5  6.916E-12- 0.9%

1.200  6  7.249E-12- 0.8%
1.400  7  7.199E-12- 0.8%
1.600  8  7.364E-12- 0.8%
1.800  9  7.239E-12- 0.8%
2.000 10  7.269E-12- 0.8%

2.500 11  7.162E-12- 0.6%
3.000 12  7.044E-12- 0.6%
3.500 13  6.928E-12- 0.6%
4.000 14  6.702E-12- 0.7%
4.500 15  6.508E-12- 0.7%

5.000 16  6.380E-12- 0.7%
5.500 17  6.189E-12- 0.7%
6.000 18  6.057E-12- 0.7%
6.500 19  5.890E-12- 0.7%
7.000 20  5.745E-12- 0.7%

7.500 21  5.618E-12- 0.7%
8.000 22  5.506E-12- 0.7%
8.500 23  5.354E-12- 0.7%
9.000 24  5.249E-12- 0.7%
9.500 25  5.045E-12- 0.8%

10.000 26  4.955E-12- 0.8%
10.500 27  4.823E-12- 0.8%
11.000 28  4.718E-12- 0.8%
11.500 29  4.538E-12- 0.8%
12.000 30  4.477E-12- 0.8%

12.500 31  4.326E-12- 0.8%
13.000 32  4.211E-12- 0.8%
13.500 33  4.106E-12- 0.8%
14.000 34  3.969E-12- 0.9%
14.500 35  3.851E-12- 0.9%

15.000 36  3.796E-12- 0.9%
15.500 37  3.698E-12- 0.9%
16.000 38  3.592E-12- 0.9%
16.500 39  3.465E-12- 0.9%
17.000 40  3.403E-12- 0.9%

17.500 41  3.226E-12- 0.9%
18.000 42  3.196E-12- 1.0%
18.500 43  3.156E-12- 1.0%
19.000 44  3.031E-12- 1.0%
19.500 45  2.959E-12- 1.0%

20.000 46  2.829E-12- 1.0%
20.500 47  2.799E-12- 1.0%
21.000 48  2.686E-12- 1.0%
21.500 49  2.613E-12- 1.1%
22.000 50  2.581E-12- 1.1%

```

1

Total CPU time for this run = 21051.1 s = 5.848 hr

END OF RUN May 15 2011 04:15:22

EK-6. DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su ve Ti alaşımı ortamı için)

```

*****
NRCC/UW EGSnrc user-code DOSXYZnrc ($Revision: 1.45 $ last edited $Date: 2009/10/21 21:20:24 $)
ON gnu-win32 (gnu_win32) 12:34:39 Oct 29 2011
*****
**
**          DOSXYZnrc          **
**          Z pronounced zed  **
**
** Code developed at the National Research Council of Canada and **
** University of Wisconsin as part of the OMEGA project         **
**
** This is $Revision: 1.45 $ last edited $Date: 2009/10/21 21:20:24**
**
*****

```

The following parameters may be adjusted in dosxyz_user_macros.mortran

```

$MXMED: Max number of media: 7
$MXSTACK: Max stack size: 15
$IMAX,etc: Max dose scoring regions in x,y,z directions: 128 128 56
$MAXDOSE: Max dose scoring regions consistent with above: 917505
$DOSEZERO(=1) 1=> all doses with uncert > 50% are zeroed in .3ddose file

```

The following parameters may be adjusted in srcxyz.macros

```

$INVDIM: number of elements in inverse CPD for input energy spectra = 1000
$NENSRC: number of bins in input energy spectrum = 200

```

```

=====
-----
Title: 15mv
-----
=====

```

```

Number of media (min = 1, max = 7, 0 => CT data): 2
Medium 1: water
Medium 2: Ti6Al4V

```

```

ECUTIN,PCUTIN,(ESTEPE,SMAX--DUMMY INPUTS):
0.700 0.010 0.000 0.000 0.000

```

```

# regions in x (max= 128),y (max= 128),z (max= 56) directions
(if<0,implies # groups of reg), IPHANT (1 to output a .egsphnt
file for dosxyz_show, 0[default] to not output this file)
: -1 -1 -4 1

```

Input boundaries in the x-direction

```

-----
Initial boundary: -15.250
width in this group, number of regions in group: 0.500 61
Boundaries
-15.250 -14.750 -14.250 -13.750 -13.250 -12.750
-12.250 -11.750 -11.250 -10.750 -10.250 -9.750
-9.250 -8.750 -8.250 -7.750 -7.250 -6.750
-6.250 -5.750 -5.250 -4.750 -4.250 -3.750
-3.250 -2.750 -2.250 -1.750 -1.250 -0.750
-0.250 0.250 0.750 1.250 1.750 2.250
2.750 3.250 3.750 4.250 4.750 5.250
5.750 6.250 6.750 7.250 7.750 8.250
8.750 9.250 9.750 10.250 10.750 11.250
11.750 12.250 12.750 13.250 13.750 14.250
14.750 15.250

```

EK-6. (Devam) DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su veTi alaşımı ortamı için)

```

Input boundaries in the y-direction
-----
Initial boundary:          -15.250
width in this group, number of regions in group:          0.500  61
Boundaries
-15.250   -14.750   -14.250   -13.750   -13.250   -12.750
-12.250   -11.750   -11.250   -10.750   -10.250   -9.750
-9.250    -8.750    -8.250    -7.750    -7.250    -6.750
-6.250    -5.750    -5.250    -4.750    -4.250    -3.750
-3.250    -2.750    -2.250    -1.750    -1.250    -0.750
-0.250     0.250     0.750     1.250     1.750     2.250
 2.750     3.250     3.750     4.250     4.750     5.250
 5.750     6.250     6.750     7.250     7.750     8.250
 8.750     9.250     9.750    10.250    10.750    11.250
11.750    12.250    12.750    13.250    13.750    14.250
14.750    15.250

Input boundaries in the z-direction
-----
Initial boundary:          0.000
width in this group, number of regions in group:          0.100  30
width in this group, number of regions in group:          0.500  20
width in this group, number of regions in group:          1.000   4
width in this group, number of regions in group:          10.000  1
Boundaries
 0.000     0.100     0.200     0.300     0.400     0.500
 0.600     0.700     0.800     0.900     1.000     1.100
 1.200     1.300     1.400     1.500     1.600     1.700
 1.800     1.900     2.000     2.100     2.200     2.300
 2.400     2.500     2.600     2.700     2.800     2.900
 3.000     3.500     4.000     4.500     5.000     5.500
 6.000     6.500     7.000     7.500     8.000     8.500
 9.000     9.500    10.000    10.500    11.000    11.500
12.000    12.500    13.000    14.000    15.000    16.000
17.000    27.000

Total # regions including exterior =    204656

Input groups of regions for which density and medium are not defaults
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY ( 1 61)( 1 61)( 1 33)  1    1.000
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY ( 1 61)( 1 61)( 34 38)  2    4.340
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY ( 1 61)( 1 61)( 39 55)  1    1.000
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY
  Found blank line => end of this input

Input groups of regions for which ECUT and PCUT are not defaults
NB This option is disabled, just input 8 zeros.
Dummy values of lower,upper i, j, k, ECUT, PCUT
  Found blank line => end of this input

Enter 8 numbers on one line
  3 pairs defining lower,upper x,y,z indicies of dose regions
  for which results are to be output
IZSCAN:      non-zero for z-scan/page
MAX20:       if any one = 1, output summary of max 20 doses.
end signaled by first pair both zero
forno dose printed, MAX20 is still read from first line

    31 31  31 31  1 55  1  0
  Found blank line => end of this input

Read input energy spectrum from:
C:/HEN_HOUSE/spectra/15mvalnrcm.spectrum
Have read 80 input energy bins from file
  Counts/MeV assumed
  Energy ranges from    0.200 MeV to    15.650 MeV

```

EK-6. (Devam) DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su veTi alaşımı ortamı için)

Index ranges of beam field

```
-----
-5.000    5.000    i index ranges over i= 21 to 41
-5.000    5.000    j index ranges over j= 21 to 41
```

Summary of source parameters (srcxyznrc \$Revision: 1.25 \$)

```
Point source incident from the front(+ve z-axis)
Electric charge of the source:          0
x-boundaries:      -5.0000 cm-    5.0000 cm
y-boundaries:      -5.0000 cm-    5.0000 cm
SSD                100.0000 cm
```

=====
Electron/Photon transport parameter
=====

```
Photon cross sections                si
Compton cross sections                default
Photon transport cutoff(MeV)         0.1000E-01
Pair angular sampling                 KM
Pair cross sections                  NRC
Triplet production                   Off
Bound Compton scattering              ON
Radiative Compton corrections        Off
Rayleigh scattering                  ON
Atomic relaxations                   Off
Photoelectron angular sampling        ON

Electron transport cutoff(MeV)        0.7000
Bremsstrahlung cross sections         NIST
Bremsstrahlung angular sampling       KM
Spin effects                          On
Electron Impact Ionization           Off
Maxium electron step in cm (SMAX)     0.1000E+11
Maximum fractional energy loss/step (ESTEPE) 0.2500
Maximum 1st elastic moment/step (XIMAX) 0.5000
Boundary crossing algorithm           EXACT
Skin-depth for boundary crossing (MFP) 5.000
Electron-step algorithm               PRESTA-II
```

```
=====  
Medium      AE      AP  
water       0.531   0.010  
Ti6Al4V     0.521   0.010
```

No range rejection.

Histories to be simulated for this run 300000000

Histories to be analyzed after this run 300000000

Elapsed wall clock time to this point= 1.451 s

CPU time so far for this run = 1.139 s

EK-6. (Devam) DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su veTi alaşımı ortamı için)

BATCH #	TIME-ELAPSED	TOTAL CPUTIME	RATIO	TIME OF DAY	RNG pointers
1	0.0	0.0	0.00	12:34:40	ixx jxx = 97 33
2	3766.2	3763.0	1.00	13:37:27	ixx jxx = 39 72
3	6650.9	6646.0	1.00	14:25:31	ixx jxx = 49 82
4	9612.9	9606.5	1.00	15:14:53	ixx jxx = 90 26
5	12679.6	12668.0	1.00	16:06:00	ixx jxx = 95 31
6	15867.0	15850.5	1.00	16:59:07	ixx jxx = 90 26
7	18878.8	18861.3	1.00	17:49:19	ixx jxx = 47 80
8	21752.3	21730.1	1.00	18:37:13	ixx jxx = 35 68
9	24505.4	24482.1	1.00	19:23:06	ixx jxx = 14 47
10	27284.3	27258.2	1.00	20:09:25	ixx jxx = 61 94

Total CPU time for run = 29540.9 s = 8.206 hr => 36559488. hist/hr
On gnu-win32 (gnu_win32)

Fraction of incident energy deposited in the phantom = 0.5276

Number of charged particle steps simulated, N_step = 18976309980
Number of charged particle steps/incident fluence = 6.32544E+03
No. of PRESTA-II steps/total no. of charged particle steps = 0.54835

115mv

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 0.000E+00(1/cm**2)

Photon planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 8.761E+06(1/cm**2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 0.000E+00(1/cm**2)

Photon planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 3.009E+06(1/cm**2)

Average planar fluence (number/beam area), F = 3.000E+06(1/cm**2)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.45 \$) Dose outputs (dose/F, Gy.cm**2)

EK-6. (Devam) DOSXYZnrc kodunun output dosyası örneği (su veTi alaşımı ortamı için)

```

ybounds: -0.250      0.250
          j=          31
zbounds { 0.000)
0.100  1  1.479E-12- 1.8%
0.200  2  2.824E-12- 1.5%
0.300  3  3.679E-12- 1.3%
0.400  4  4.352E-12- 1.2%
0.500  5  4.967E-12- 1.2%

0.600  6  5.387E-12- 1.1%
0.700  7  5.706E-12- 1.1%
0.800  8  5.997E-12- 1.1%
0.900  9  6.369E-12- 1.0%
1.000 10  6.682E-12- 1.0%

1.100 11  6.986E-12- 1.0%
1.200 12  7.198E-12- 1.0%
1.300 13  7.288E-12- 1.0%
1.400 14  7.442E-12- 1.0%
1.500 15  7.486E-12- 1.0%

1.600 16  7.673E-12- 1.0%
1.700 17  7.905E-12- 0.9%
1.800 18  7.956E-12- 0.9%
1.900 19  8.192E-12- 0.9%
2.000 20  8.165E-12- 0.9%

2.100 21  8.036E-12- 0.9%
2.200 22  8.195E-12- 0.9%
2.300 23  8.230E-12- 0.9%
2.400 24  8.327E-12- 0.9%
2.500 25  8.406E-12- 0.9%

2.600 26  8.422E-12- 0.9%
2.700 27  8.536E-12- 0.9%
2.800 28  8.484E-12- 0.9%
2.900 29  8.425E-12- 0.9%
3.000 30  8.463E-12- 0.9%

3.500 31  8.533E-12- 0.6%
4.000 32  8.582E-12- 0.6%
4.500 33  8.944E-12- 0.6%
5.000 34  8.184E-12- 0.5%
5.500 35  8.009E-12- 0.5%

6.000 36  7.598E-12- 0.5%
6.500 37  7.164E-12- 0.5%
7.000 38  6.657E-12- 0.5%
7.500 39  6.530E-12- 0.7%
8.000 40  6.345E-12- 0.7%

8.500 41  6.142E-12- 0.7%
9.000 42  5.862E-12- 0.7%
9.500 43  5.644E-12- 0.8%
10.000 44  5.427E-12- 0.8%
10.500 45  5.303E-12- 0.8%

11.000 46  5.162E-12- 0.8%
11.500 47  4.973E-12- 0.8%
12.000 48  4.873E-12- 0.8%
12.500 49  4.789E-12- 0.8%
13.000 50  4.635E-12- 0.9%

14.000 51  4.446E-12- 0.7%
15.000 52  4.252E-12- 0.7%
16.000 53  4.078E-12- 0.7%
17.000 54  3.868E-12- 0.8%
27.000 55  2.970E-12- 0.3%

```

1

Total CPU time for this run = 29543.1 s = 8.206 hr
 END OF RUN Oct 29 2011 20:47:30

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÇATLI, Serap
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 01.01.1981 Ankara
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 0 (312) 202 65 94
 Faks : 0 (312)
 e-mail : serapcatli@hotmail.com.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi /Fizik Bölümü	2006
Lisans	Gazi Üniversitesi/ Fizik Bölümü	2003
Lise	Rauf Denктаş Süper Lisesi	1999

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2001-2002	Sentez Akay Dershanesi	Fizik Dersi Stajyeri
2002-2003	Çağdaş Fen Dershanesi	Fizik Dersi Stajyeri
2003-2004	Berkay Dershanesi	Fizik Dersi Stajyeri
2005-2006	Gazi Üniversitesi	Nükleer Fizik Laboratuvar Sorumlusu

Yıl	Yer	Görev
2005-....	Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi A.D	UZMAN

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Güneş Tanır, M.Hicabi Bölükdemir, Serap Çatlı, Eyyüp Tel, “IRSL characteristics of NaCl and KCl relative to dosimeter”, Radiation Measurement, 42, 29-34 (2007).

Hobiler

Tenis, Sinema, Kitap okumak, Bowling, Yüzme.