



**İMLANTLI HASTALARIN RADYOTERAPİSİNDE HATA HESABI
KULLANILARAK SAÇILMA DOZUNUN İNCELENMESİ**

Serdinç AYAN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2016

Serdinç AYAN tarafından hazırlanan “İMLANTLI HASTALARIN RADYOTERAPİSİNDE HATA HESABI KULLANILARAK SAÇILMA DOZUNUN İNCELENMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Fizik Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR

Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum

Başkan: Prof. Dr. Abdullah AYDIN

Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum

Üye: Prof. Dr. Gökay UĞUR

Fizik Anabilim Dalı, Kırıkkale Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum

Tez Savunma Tarihi: 28/12/2016

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....

Prof. Dr. Hadi GÖKÇEN
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Serdinç AYAN

28/12/2016

İMLANTLI HASTALARIN RADYOTERAPİSİNDE HATA HESABI KULLANILARAK SAÇILMA DOZUNUN İNCELENMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Serdinç AYAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Aralık 2016

ÖZET

Protezli hastaların radyoterapi planlaması sağlık fizikçisi ve onkologlar için çeşitli zorluklara sahiptir. Protezin neden olduğu doz değişimi özellikle protezin yapıldığı malzemenin özelliklerine, radyasyon çeşidine ve enerjisine bağlıdır. Bu değişimin bilinmesi, tedavi planının daha az hata ile yönetilmesini sağlar. Bu tez çalışmasında sık kullanılan biyomalzemelerden olan titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) ve 361L paslanmaz çeliğin doz dağılımına etkisi 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınları kullanılarak istatistiki olarak incelenmiştir. Böylece, özellikle toraks bölgesi için uygulanan radyoterapi planlamasında yardımcı bilgi sağlaması amaçlanmıştır. 6 MV enerjili X-ışınları kullanıldığında paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerin hemen arkasında oluşan radyasyon dozunda yaklaşık %20'lik bir azalma; 18 MV enerjili X-ışınları kullanıldığında ise %3'lük bir artış gözlenmiştir ve enerji arttıkça geri saçılmanın azaldığı görülmüştür. Yüzde Derin Doz çalışmasında, 6 MV'de kullanılan biyomalzemelerin derinlikten bağımsız olarak dozda ~%23'lük bir azalmaya, 18 MV'de ise derinliğe bağlı olarak dozda ~%5-30 arasında bir artışa sebep olduğu görülmüştür. Yüzde Derin Doz ve Doz Profillerinin incelenmesinde, saçılma parametrelerinin suya göre paslanmaz çelik ve Ti-alaşımında ~%23 daha fazla olduğu görülmüştür.

Bilim Kodu : 20216

Anahtar Kelimeler : X-ışını, yüzde derin doz, doz dağılımı, izodoz eğrileri

Sayfa Adedi : 69

Danışman : Doç. Dr. Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR

INVESTIGATION OF SCATTERING DOSES USING ERROR CALCULATIONS IN RADIOTHERAPY FOR PATIENTS WITH IMPLANTS

(M. Sc. Thesis)

Serdinç AYAN

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

December 2016

ABSTRACT

Radiotherapy planning of prosthetics patients has various difficulties for health physicists and oncologists. The doseage change caused by the prosthesis depends on particularly the properties of the prosthesis material, the radiation type and its energy. If the change is known, the treatment plan can be managed with fewer mistakes. In this thesis, the effect on dose distribution of the titanium alloy (Ti-6Al-4V) and 361L stainless steel, which are common biomaterial, were statistically investigated using 6 MV and 18 MV X-rays. Thus, it is aimed to provide supplementary information in radiotherapy planning, especially for the thorax region. It is seen that there is a reduction of about 20% in the radiation dose that occurs immediately behind stainless steel and titanium alloy materials when 6 MV X-rays are used; an increase of 3% when using 18 MV X-rays, and a decrease of back scattering with increasing energy. In Percentage Depth Dose studies, it is seen that biomaterials used in 6 MV X-rays caused a decrease of $\sim 23\%$ in dose independently and an increase of $\sim 5\text{-}30\%$ in dose depending on depth at 18 MV. In the studies of Percentage Depth Dose and Dose Profiles, scattering parameters were found to be $\sim 23\%$ higher in the stainless steel and Ti-alloy than in the water.

Science Code : 20216

Key Words : X-ray, percentage depth dose, dose distributions, isodose curves

Page Number : 69

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca benden bilgi ve paylaşımlarını esirgemeyen, beni değerli tavsiyeleriyle yönlendiren danışman hocam sayın Doç. Dr. Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR'e çok teşekkür ederim. Deneysel çalışmalarım ve mesleki olarak bana çok yardımcı olan Medikal Fizikçi Fatih Çağlar KAHRAMAN'a ayrıca teşekkür etmek isterim. Çalışmamda kullandığım bazı malzemelerin temini konusunda değerli hocam sayın Prof. Dr. Ayşe Güneş TANIR'a ve Dr. Serap ÇATLI'ya teşekkürlerimi sunarım. Atatürk Göğüs Hastalıkları ve Göğüs Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoterapi Bölümü'nde çalışan Medikal Fizikçi Hasan Şakir BARUT'a ve diğer çalışanlara yardımlarından ötürü çok teşekkür ederim. Son olarak bana her zaman, her türlü desteği vererek bugünlere gelmemi sağlayan aileme çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. TEMEL KAVRAMLAR.....	5
2.1. Radyasyon.....	5
2.2. Radyasyon Birimleri	5
2.3. X-Işınları ve X-Işınlarının Üretimi.....	8
2.4. X-Işınının Madde ile Etkileşimi	11
2.4.1. Fotoelektrik olay	11
2.4.2. Compton olayı.....	12
2.4.3. Çift oluşum	13
2.4.4. Koherent saçılma	14
2.5. Lineer Hızlandırıcı	15
2.5.1. Lineer hızlandırıcının ışınlama başlığı	18
2.5.2. Hedef	19
2.5.3. Düzleştirici filtre	19

2.5.4. Kolimatör sistemi	20
2.5.5. Monitör iyon odası	21
2.6. Radyoterapi.....	21
2.7. Doz Dağılımı ve Saçılma Analizi	23
2.7.1. Fantomlar	23
2.7.2. Derin doz dağılımı.....	24
2.7.3. Yüzde derin doz.....	25
2.7.4. Maksimum doz (Build-up) bölgesi.....	26
2.7.5. Doz profili	26
2.8. Biyomalzemeler	27
2.8.1. Metalik biyomalzemeler.....	27
2.8.2. Silikon	31
2.8.3. Polietilen ve PMMA (Poli metil metakrilat).....	31
2.8.4. Biyoseramikler.....	32
2.8.5. Biyouyum.....	33
2.9. İstatistik.....	34
3. MATERYAL VE YÖNTEM	41
3.1. Lineer Hızlandırıcı	41
3.2. İyon Odası ve Elektrometre.....	42
3.3. Katı Fantom (RW3)	43
3.4. Biyomalzemeler	44
3.5. Yöntem.....	45
4. DENEYSEL BULGULAR.....	49

	Sayfa
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	63
KAYNAKLAR.....	65
ÖZGEÇMİŞ	68
DİZİN	69



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Doku tipi ve enerjiye göre f değerleri.....	7
Çizelge 2.2. Bazı metalik implantların yoğunlukları.....	30
Çizelge 2.3. İnsan vücudunda implant olarak kullanılan doğal ve sentetik malzemeler	34
Çizelge 3.1. PTW Markus paralel düzlem iyon odası özellikleri (34045 Tip)	43
Çizelge 3.2. 316L paslanmaz çelik ve Ti-6Al-4V alaşımının özellikleri.....	45
Çizelge 4.1. 10 cm derinlikte 6 MV enerjili X-ışınları için merkezden uzaklığa göre alınan ortalama doz ölçümleri ve standart sapmaları	49
Çizelge 4.2. 6 MV enerjili X-ışınları için paslanmaz çelik ve titanyum alaşımında katı fantoma göre doz değişimi yüzdeleri	51
Çizelge 4.3. 10 cm derinlikte 18 MV enerjili X-ışınları için merkezden uzaklığa göre alınan ortalama doz ölçümleri ve standart sapmaları	52
Çizelge 4.4. 18 MV enerjili X-ışınları için paslanmaz çelik ve titanyum alaşımında katı fantoma göre doz değişimi yüzdeleri	54
Çizelge 4.5. 6 MV enerjili X-ışınları için derinliğe bağlı doz değerleri ve standart sapmaları	55
Çizelge 4.6. 18 MV enerjili X-ışınları için derinliğe bağlı doz değerleri ve standart sapmaları	56
Çizelge 4.7. Farklı ortamlar için 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınlarının azalma katsayıları ve saçılma bileşenleri.....	59
Çizelge 4.8. Farklı ortamlar için 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınlarının doz profillerini tanımlayan parametre değerleri	61

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Radyasyon türleri.....	5
Şekil 2.2. Sabit anotlu X-ışını tüpünün ana bileşenleri.....	9
Şekil 2.3. X-ışını spektrumu	10
Şekil 2.4. Fotoelektrik olayın şematik gösterimi	12
Şekil 2.5. Serbest bir elektronla Compton saçılması	13
Şekil 2.6. Çift oluşumun şematik gösterimi.....	14
Şekil 2.7. Koherent saçılma	15
Şekil 2.8. Medikal lineer hızlandırıcının temel yapısı	16
Şekil 2.9. Modern bir lineer hızlandırıcı şeması	17
Şekil 2.10. Medikal lineer hızlandırıcının genel tasarımı	18
Şekil 2.11. Medikal lineer hızlandırıcının ışınlama başlığı	19
Şekil 2.12. Lineer hızlandırıcıda düzleştirici filtrenin kullanıldığı ve kullanılmadığı durumlar	20
Şekil 2.13. Yüzde derin doz.....	25
Şekil 2.14. Normal eğrinin temel histogramı.....	37
Şekil 2.15. Aynı gerçek ortalamalı, farklı standart sapmalı normal dağılım eğrileri.....	37
Şekil 2.16. Normal dağılım eğrisi için farklı standart sapma aralığında alan yüzdeleri .	38
Şekil 3.1. Siemens Oncor Impression lineer hızlandırıcı ışınlama başlığı yapısı.....	42
Şekil 3.2. Katı su fantomu için ölçüm düzeneği	46
Şekil 3.3. Titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik plaka için ölçüm düzeneği.....	46
Şekil 4.1. 6 MV enerjili X-ışınları için doz profili	50
Şekil 4.2. 18 MV enerjili X-ışınları için doz profili	53
Şekil 4.3. 6 MV enerjili X-ışınları için katı fantom(RW3), paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerde dozun derinliğe bağlı değişimi	55

Şekil	Sayfa
Şekil 4.4. 18 MV enerjili X-ışınları için katı fantom(RW3), paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerde dozun derinliğe bağlı değişimi	56
Şekil 4.5. 6 MV enerjili X-ışınları için katı fantom, çelik ve Ti-alaşımli ortamda normalize deneysel ve fit edilmiş YDD'nin derinliğe göre değişimi.....	58
Şekil 4.6. 18 MV enerjili X-ışınları için katı fantom, çelik ve Ti-alaşımli ortamda normalize deneysel ve fit edilmiş YDD'nin derinliğe göre değişimi.....	58
Şekil 4.7. Katı fantom, paslanmaz çelik ve Titanyum alaşım ortamda 6 MV enerjili X-ışınları için normalize doz profili	59
Şekil 4.8. Katı fantom, paslanmaz çelik ve Titanyum alaşım ortamda 18 MV enerjili X-ışınları için normalize doz profili	60
Şekil 4.9. Katı fantom için 6 MV'de elde edilen deneysel doz profili ve fit karşılaştırması.....	60

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Siemens Oncor Impression M5395 cihazı	41
Resim 3.2. 316L Paslanmaz çelik plaka.....	44
Resim 3.3. Ti-6Al-4V alaşımı plaka.....	44



SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
A_i	i-inci elementin atom ağırlığı
Al_2O_3	Alümina
C	Karbon
Co	Kobalt
Cr	Krom
C_8H_8	Polistiren
HA	Hidroksiapatit
Mo	Molibden
Ni	Nikel
Ra	Radyum
PA	Poliasetal
PE	Polietilen
PET	Polietilenteraftalat
PGA	Poliglikolik asit
PLA	Poliaktik asit
PMMA	Polimetilmetakrilat
PS	Polisülfon
PTFE	Polieterasoroetilen
PU	Poliüretan
PVC	Polivinilklorür
SiO_2	Silis
SR	Silikon kauçuk
Ti	Titanyum
V	Vanadyum
ZrO_2	Zirkonya
ρ	Fiziksel yoğunluk
ρ_e	Suya göre elektron yoğunluğu

Simgeler**Açıklamalar**

%DD	Yüzde derin doz
μ	Gerçek ortalama
σ	Standart sapma
$\bar{x}$	Gerçek sayım

Kısaltmalar**Açıklamalar**

ASTM	Test ve malzeme için Amerikan Birliği
ÇYK	Çok yapraklı kolimatörler
MU	Monitor unit
NIST	Ulusal standart ve teknoloji enstitüsü
SAR	Saçılan hava oranı
Sc	Kolimatör saçılma faktörü
Sp	Fantom saçılma faktörü
SSD	Kaynak-cilt uzaklığı
TAR	Doku hava oranı
TLD	Termolüminesans dozimetre
TMR	Doku maksimum oranı

1. GİRİŞ

Wilhelm Conrad Roentgen, 1895 yılında, yüksek vakumlu bir katot ışını tüpüyle (Crooke tüpü) yaptığı çalışmalar sırasında, tüpün camından çok girici ışınlar çıktığını belirlemiş ve bu ışınları, bilinmeyen doğasına işaret ederek X-ışınları olarak adlandırmıştır. X-ışınları, keşfedildikten hemen sonra hastalıkların tanı ve tedavilerinde kullanılmıştır. X-ışınlarının keşfi, Becquerel tarafından gerçekleştirilen radyoaktivitenin keşfini tetiklemiştir. X-ışınları Crooke tüpünün en çok parladığı noktada görüldüğü için, Henri Becquerel bunun floresans ya da fosforesanstan kaynaklanabileceğini düşünmüştür. Bunu test etmek için, bir potasyum uranil sülfat tuzunu, bir fotoğraf plakası üzerine dökmüş ve güneş ışığına maruz bırakmıştır. Daha sonra deneyi tekrarlamak için hazırladığı fotoğraf plakalarının, güneş ışığına maruz kalmadıkları halde önceki plakalarla aynı hatlara sahip olduğunu gözlemlemiştir. Becquerel, plakaları etkileyen radyasyonun floresans ya da fosforesanstan değil, uranyum tuzundan kaynaklandığına ve kendiliğinden olduğuna karar vermiştir. Marie Curie ve Pierre Curie maddelerin bu yeni özelliklerini incelemiş ve onu radyoaktivite diye adlandırmışlardır. 1897 yılında katot ışınları ile yapılan diğer bir çalışmada, Joseph John Thomson elektronu keşfetmiştir. Tüm bu keşifler sonucunda fizik ve tıp alanındaki gelişmeler hızlanmış ve bunun sonucunda radyoloji bilimi ve radyoterapi doğmuştur (Martin, 2013: 32, 33; Yülek, 1992: 78).

Radyasyon tedavisi olarak bilinen radyoterapi, kanser hücrelerinin doğrudan ya da dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla yok edilmesi temeline dayanır. Yüksek dozda verilen radyasyon, özellikle hızlı çoğalan hücreleri öldürür ya da hücrelerin bölünerek çoğalmalarını önler. Radyoterapinin amacı, yan etkileri en aza indirerek kanseri bölgesel olarak tedavi etmektir. Bu amaca ulaşmanın en uygun yolu, radyasyon dozunu hedef hacme doğru vermek ve normal dokuların radyasyondan en az derecede etkilenmesini sağlamaktır.

Radyoterapide en sık kullanılan cihazlar lineer hızlandırıcılardır. Bu cihazlarda yüksek enerjili elektron ve X-ışınları kullanılmaktadır. Yüksek enerjili X-ışını demetlerinin konvansiyonel tipte çalışan cihazlar ile elde edilemeyeceği anlaşıldığından, yüklü parçacıklar hızlandırılarak başka sistemler üzerinde araştırmalar yapılmıştır. Bu amaçla ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideröe tarafından yapılmıştır. 1930'lu yılların sonunda yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler geliştirilerek lineer hızlandırıcılarda, elektronların hızlandırılmasında kullanılmıştır. Böylece değişik

enerjilerde hem X-ışını hem de elektron demetleri veren cihazlar yapılmıştır. Medikal lineer hızlandırıcılar, yüksek frekanslı mikrodalgalar kullanarak, elektrik enerjisi ile üretilen elektronları, kinetik enerjileri 4 MeV ve 25 MeV aralığında olacak şekilde hızlandıran cihazlardır. Bir lineer hızlandırıcıda elektronlar, hızlandırıcı dalga kılavuzu denilen özel olarak vakumlanmış yapılarda, düz trajektörleri izleyerek hızlandırılmaktadır. Hızlandırıcı dalga kılavuzlarında elektron hızlandırma işlemine kullanılan çok güçlü radyo frekans alanlar, elektron yavaşlatma işlemi boyunca magnetron ve klystron denilen özel olarak vakumlanmış cihazlarda üretilmektedir. Tipik yüksek enerjili bir lineer hızlandırıcı, 6 MV ve 18 MV enerjilerinde foton ve birkaç farklı enerjide (6, 9, 12, 16 ve 22 MeV gibi) elektron sağlar. Bu cihazlarda üretilen elektron demetleri yüzeysel tümörlerin tedavisinde, hızlandırılmış elektronların bir hedef üzerine gönderilmesiyle elde edilen yüksek enerjili X-ışınları ise derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır (Çobanoğlu, 2011; Khan, 2003: 42; Podgorsak, 2005: 136).

Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek ya da desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemelerdir. Biyomalzemelerin kullanımı, çok eski zamanlara kadar uzanmaktadır. Antik Mısır'da mumyalarda bulunan yapay göz, burun ve dişler; 2000 yıl öncesine kadar uzanan altının diş hekimliğinde kullanımı; milattan önceye kadar giden bronz ve bakır kemik implantlarının kullanımı bu durumun en belirgin örnekleridir. 1880'de bakırın vücudu zehirleyici etkisi nedeniyle fildişi protezler kullanılmaya başlanmıştır. 1938'de vitalyum alaşımından ilk metal protez üretilmiş ve 1960'lara kadar kullanılmıştır. 1972'de alümina ve zirkonya (ZrO_2) isimli iki seramik yapı kullanılmaya başlanmıştır. Bu tarihten günümüze kadar da metal, seramik ve polimer, vücudun 40'tan fazla değişik parçasının onarımı ve yenilenmesi için kullanılmıştır (Gümüşderelioğlu, 2002).

Metalik biyomalzemeler, mekanik performanslarının çok güvenilir olması nedeniyle, yapay kalça eklemleri, kemik plakaları ve dental implantlar gibi sert dokuların yerine kullanılmaktadır. Metalik biyomalzemelerin mekanik özelliklerinin yanında, korozyon dayanımı, termal iletkenlikleri ve elektriksel özelliklerinin de iyi olması nedeniyle kullanımları yaygınlaşmıştır. Titanyum alaşımları ve paslanmaz çelikler en sık kullanılan metalik biyomalzemelerdir. Titanyum ve alaşımları, 1960'ların sonlarından beri kırık fiksasyonu ve eklem değiştirme amacıyla giderek artan bir biçimde kullanılmaktadır. Bu alaşımlar, hafif oluşları ve yorgunluk dirençlerinin iyi olması nedeniyle özellikle diş implantasyonunda, kalça ve diz implantlarında ve kalp kapakçığında kullanılmaktadır.

Paslanmaz çelik, içeriğinde alüminyum, krom, kobalt, bakır, kurşun, mangan, molibden, nikel, fosfor, silisyum, kükürt, titanyum, tungsten ve vanadyum gibi elementler olabilen alaşım çelikleridir. Paslanmaz çeliğin medikal implantlarda kullanımı 1930’larda başlamıştır ve vücut içinde eklemlerde ve kalp kapakçıklarında kullanılır. (Chen ve Thouas, 2014; Narayan, 2009: 41; Niinomi, 2008; Gümüşderelioğlu, 2002; Gür ve Taşkın, 2004).

Homojen ortamlarda küçük alan geometrilerinde soğurulan doz, alan boyutuna ve derinliğe bağlı olarak hızlı bir şekilde değişir, bu değişimin sebebi elektronik dengenin kurulmamasıdır. Bu durumda dozu tam olarak tahmin etmek dozimetrik olarak zordur. Bu ikincil elektronların maksimum mesafesinden daha küçük alanlarda hem yan hem de dik doğrultuda elektronik dengenin oluşmamasındandır. Heterojen ortamlarda ise doz tahmini daha karmaşık ve belirsizdir (Alagar, 2016). Bu yüzden dozu tam olarak ölçmek için dedektör seçimi, dozu doğru tahmin etmek için tedavi planlama sisteminin seçimi ve bu bilgileri kontrol etmek için simülasyon hesaplamaları ve yarı deneysel ifadelerin kullanılması doğru sonuca ulaşmak için önemlidir.

Radyoterapide, tedavinin etkili olabilmesi ve hastada oluşacak yan etkileri azaltmak için uygun doz dağılımını sağlamak çok önemlidir. Ancak bazı hastaların vücudunda bulunan kalça, bacak, kol protezleri, çeşitli diş dolguları, spinal cord sabitleyici araçlar, genelde yüksek atom numaralı elementlerden yapıldıklarından, yüksek enerjili fotonlar kullanılırken doz dağılımını etkileyerek hastanın alacağı radyasyon dozunu değiştirir. Bu nedenle tedavide istenilen sonuca ulaşmada engel oluştururlar. Kanser tedavisinde tümöre istenilen dozun verilememesi, tümörün kontrolünün zorlaşmasına, metal etrafında dozun değişmesine bağlı olarak dokuların ve kemiğin nekrozuna ve implantın fiksasyonunun azalmasına neden olabilir.

Radyoterapide, protezli hastaların tedavi planlaması, sağlık fizikçileri ve radyasyon onkologları için sık karşılaşılan bir problemdir. Bu nedenle, protezin neden olduğu maksimum azalma ve azalma oranı sonuçlarının bilinmesi, tedavi planını belirlemede klinisyene yardımcı olacak yeterli bilgiyi sağlayacaktır (Çatlı, 2012).

Bu çalışmada, insan vücudunda toraks bölgesi esas alınarak, hasta sağlığı açısından büyük önem taşıyan titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) ve 316L paslanmaz çelik biyomalzemeler kullanılmıştır. Bu biyomalzemelerin seçimi, literatür taramasının yanı sıra protezleri implante eden cerrahlar ile görüşülerek yapılmıştır.

Bu çalışmanın amacı, radyoterapide kullanılan Siemens marka Oncor Impression model lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınlarını kullanarak, elik ve titanyum biyomalzeme kullanan bazı akciğer kanseri hastaların tedavisinde, bu biyomalzemelerin doz dağılımına etkisini araştırmaktır.

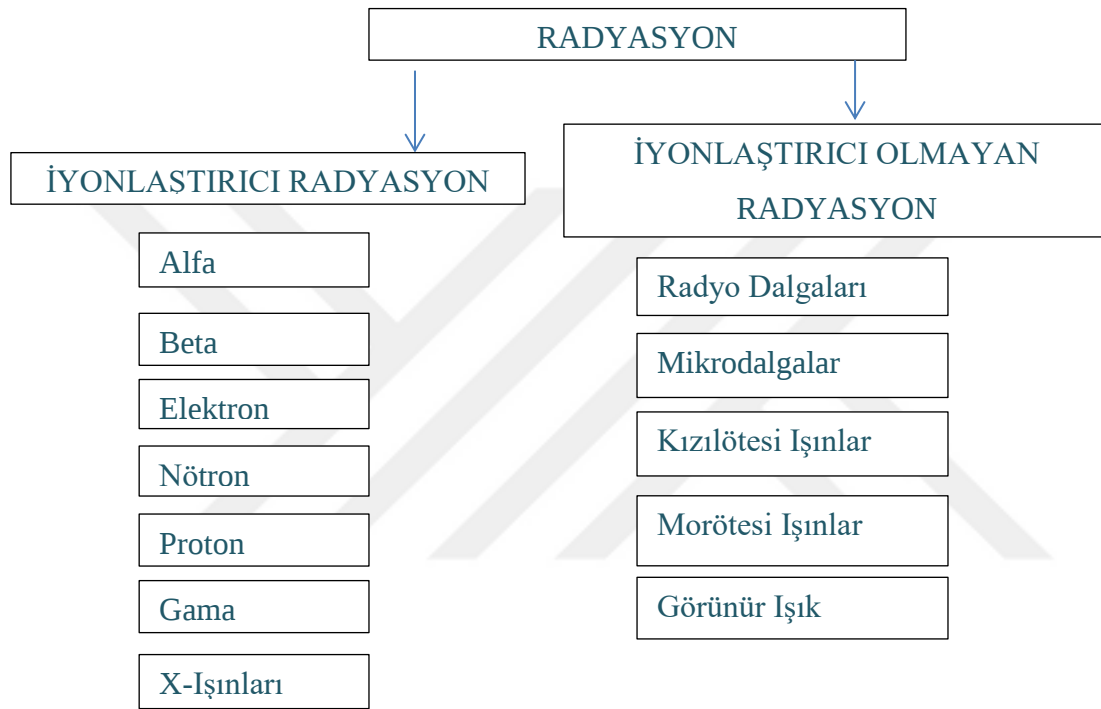
Çalışmada, nce Temel Kavramlar bölümünde konu ile ilgili genel bilgiler verilmiştir. Sonraki bölümlerde sırasıyla; deneylerde kullanılan cihaz ve araçlar tanıtılmış, deneysel ve hesaplama yöntemleri ve deneylerde elde edilen veriler sunulmuştur. Sonuç kısmında ise, yapılan ölçümler sonucunda bu biyomalzemelerin, doz dağılımını hangi şartlarda, ne şekilde etkilediği belirlenmiştir.



2. TEMEL KAVRAMLAR

2.1. Radyasyon

Radyasyon, parçacıkların ve elektromanyetik dalgaların boşlukta ve madde içerisinde doğrusal bir yol boyunca yayılmasıdır. Radyasyon; iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak ikiye ayrılabilir.



Şekil 2.1. Radyasyonun türleri

2.2. Radyasyon Birimleri

Aktivite birimleri

Radyoaktif bir numunenin aktifliği numunede birim zamandaki bozunma sayısıdır (Krane, 2011: 162). Aktivite birimleri Curie ve Becquerel'dir.

Curie (Ci) : Bir gram ^{226}Ra 'nın aktivitesi olarak tanımlanır ve saniye başına $3,7 \times 10^{10}$ adet bozunmadır (Krane, 2011: 162).

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ bozunma/s} \quad (2.1)$$

Becquerel (Bq) : Aktivliğin SI birimidir ve saniye başına bir adet bozunmayı gösterir.

$$1 \text{ Bq} = 2,7 \times 10^{-11} \text{ Ci} \quad (2.2)$$

Işınlama birimleri

Işınlama terimi, elektrik yükünün biriktirilmesiyle doğrudan ölçülebildiğinden X veya gama ışınlarının hava içerisinde oluşturdukları iyonlaşma miktarı olarak tanımlanır.

Roentgen (R) : 0,001293 g havada 1 elektrostatik yük birimlik ($1 \text{ esu} = 3,336 \times 10^{-10} \text{ C}$) yük üreten X veya gama radyasyon miktarıdır (Martin, 2013: 307).

$$\begin{aligned} 1 \text{ R} &= \frac{3,336 \times 10^{-10} \text{ C}}{0,001293 \text{ g}} \times 10^3 \text{ g/kg} \\ &= 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \end{aligned} \quad (2.3)$$

Roentgen SI birim sisteminde yer almaz; ışınlamanın SI birimi, 1 kg havada 1 C yük üreten radyasyon miktarı olarak tanımlanan X'tir.

$$X = 1 \text{ C/kg} \quad (2.4)$$

X birimi 1 kg havada 33,97 J'lük enerji depolanmasına karşılık gelir ve 3876 R'ye eşittir. X büyük bir birim olduğu için ışınlama birimi olarak çoğu kez R kullanılır (Martin, 2013: 308).

Doz birimleri

Soğurulan doz, kütle başına depolanan enerji miktarı olarak tanımlanır (Martin, 2013: 306).

Rad: Bir gram madde içinde 100 erg'lik enerji soğurulmasına neden olan radyasyon dozudur.

Gray (Gy): SI sistemine göre radyasyon doz birimidir ve kilogram başına depolanan enerji miktarı olarak tanımlanır.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} \quad (2.5)$$

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad (2.6)$$

Roentgen, Eş. 2.7 ile rad'a dönüştürülür. Formüldeki f dönüştürme faktörü olup, radyasyonun enerjisi ve içinden geçtiği dokuya göre farklı değerler alır. Bu değerler Çizelge 2.1'de verilmiştir (Gürsoy, 2013).

$$f \times R = rad \quad (2.7)$$

Çizelge 2.1. Doku tipi ve enerjiye göre f değerleri

Enerji (MeV)	Dönüştürme Faktörü (f)		
	Su	Kemik	Kas
0,01	0,920	3,58	0,933
0,1	0,957	1,47	0,957
1,0	0,974	0,927	0,967

Doz eşdeğeri birimleri

Farklı tip radyasyonlardan soğurulan enerjiler eşit olsa da farklı miktarda biyolojik etkiye neden olurlar. Bu yüzden doz eşdeğeri tanımına gereksinim duyulmuştur (Martin, 2013: 306; TAEK, 2015).

H ile gösterilen doz eşdeğeri, soğurulan doz ile radyasyon tipine bağlı hasarı tanımlayan bir Q kalite faktörünün çarpımıdır:

$$H(\text{doz eşdeğeri}) = D(\text{soğurulan doz}) \times Q(\text{kalite faktörü}) \quad (2.8)$$

Buradaki Q değeri; X-ışınları, gama ışınları ve elektronlar için 1, alfa parçacıkları ve fisyon ürünleri için 20'ye eşittir, farklı enerjilerdeki nötronlar içinse 2-10 arasındadır.

Geleneksel birim sisteminde doz eşdeğerinin birimi rem'dir.

$$rem = rad \times Q \quad (2.9)$$

Doz eşdeğerinin SI birimi Sievert (Sv)'dir.

$$Sievert = Gray \times Q \quad (2.10)$$

Sievert, 100 rem'e karşılık gelen oldukça büyük bir birimdir (Martin, 2013: 307).

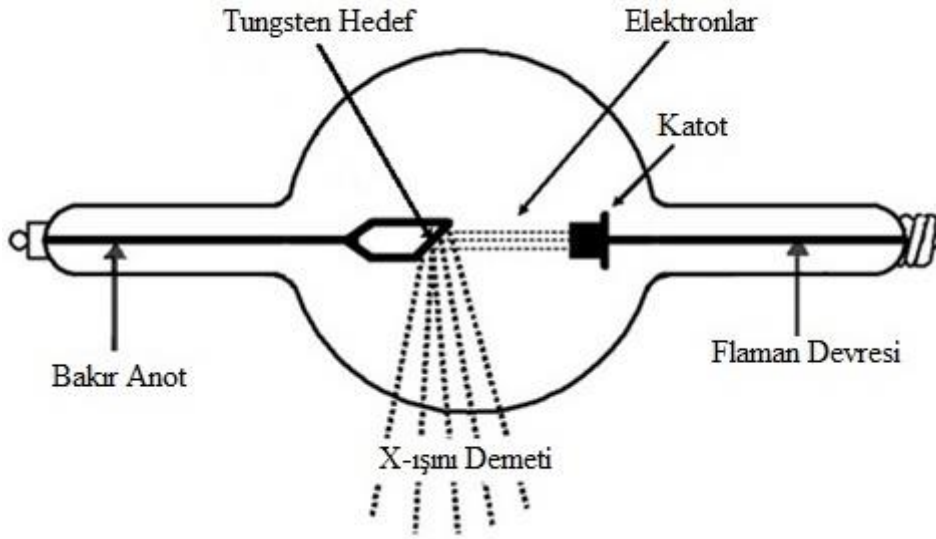
2.3. X-Işınları ve X-Işınlarının Üretimi

X-ışınları, 1895'te, bir gaz boşaltma tüpünde katot ışınları çalışması sırasında Roentgen tarafından keşfedilmiştir. Roentgen, tüpün dışında saptanabilen (muhtemelen tüpün cam duvarları ile elektronların etkileşiminden dolayı), üretilen radyasyonun başka bir türünü gözlemiştir. Bu radyasyon opak maddelerin içinden geçebilir, floresans üretebilir, bir fotoğraf plakasını karartabilir ve bir gazı iyonlaştırabilir. Roentgen, bu yeni radyasyonu X-ışınları olarak adlandırmıştır (Khan, 2003: 28).

X-ışınları, yüksek enerjili elektronların yavaşlatılması veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleri ile meydana gelen, dalga boyları 0,1-100 Å arasında değişen elektromanyetik dalgalardır.

X-ışınlarının üretiminde, X-ışını tüpündeki hedef atomların üç özelliğinden yararlanılır. Bunlar çekirdeğin elektrik alanı, yörünge elektronlarının bağlanma enerjisi ve atomların mümkün olan en düşük enerji durumlarında bulunma eğilimidir (Martin, 2013: 677).

X-ışınları, yüksek hızlı elektronların bir X-ışını tüpünün hedefinde (anot) durdurulurken, ivmelenmeleriyle üretilir. Elektronlar katoda yerleştirilmiş bir tungsten flamanla üretilir. Tüp boyunca yüksek bir voltaj uygulanarak hızlandırılan elektronlar, genellikle tungstenden yapılan anoda yönlendirilir. Şekil 2.2 X-ışını tüpündeki bu süreci göstermektedir. Sabit olan anotlar, 2 mm veya 3 mm kalınlığında, uzunluğu ve genişliği 1 cm veya daha fazla olan küçük bir tungsten plakadan oluşmaktadır. Bu plaka, üretilen X-ışınlarını odaklamak ve hızlandırılmış elektronların yavaşlatılması esnasında oluşan yoğun ısıyı dağıtmak için 15°-20° açı ile büyük bir bakır kütle içine yerleştirilmiştir. Tungstenin büyük atom numarası (74) X-ışınlarını üretmek için etkindir ve yüksek erime sıcaklığı (3370 °C) sayesinde ısı hasarına karşı dayanıklıdır. Tek bir X-ışınına maruz kalma, bombardıman edilen tungsten hedef alanının sıcaklığını 1000 °C veya daha fazla artırabilir ve bakır 1070 °C'de eridiğinden kenarlarda soğumanın sağlanması için tungsten hedef yeterince büyük olmalıdır (Martin, 2013: 677).



Şekil 2.2. Sabit anotlu X-ışını tüpünün ana bileşenleri

Bir X-ışını jeneratörü, X-ışını tüpüne elektrik enerjisi sağlar ve radyografik ışınlamanın mesafesini düzenler. X-ışını tüpünde biri flamanı ısıtmak için diğeri katot ve anot arasındaki elektronları hızlandırmak için iki güç kaynağı gereklidir. Flaman devresi, değişken bir direnç ve bir azaltıcı transformatörü içerir; bu devre akım seçici (mA) olarak çalışır ve üretilen X-ışını fotonlarının sayısını belirlemek için ışınlama zamanının süresi mAs cinsinden düzenlenir. Yüksek gerilim devresi olarak adlandırılan katot-anot devresi, bir otomatik transformatör ve bir yükseltici transformatörden oluşur. Otomatik transformatör, üretilen X-ışını fotonlarının enerjisini belirleyen kVp seçicisi olarak çalışır. Alternatif akımla çalıştırılan X-ışını jeneratörleri, yalnızca bir yönde akım iletmek için (genellikle silikon diyotlar ile) doğru akıma çevrilir (Martin, 2013: 678).

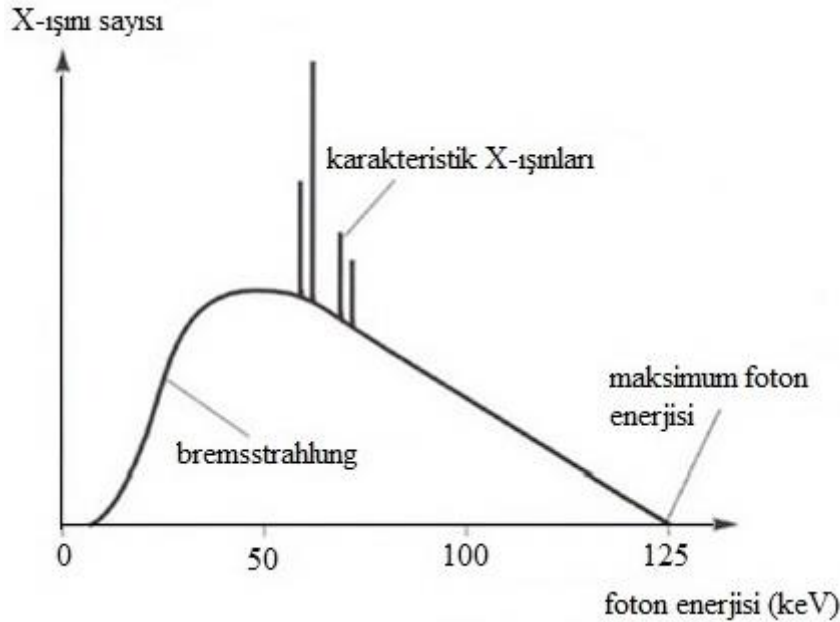
X-ışınları, bremsstrahlung ve karakteristik X-ışını üretimi ile oluşturulur. Bremsstrahlung ya da 'frenleme ışıınımı', hedef atomların çekirdekleri ile elektronların etkileşimlerinden meydana gelir. Bir hedefe çarpan elektronların çoğu, durdurulmadan önce hedef atomlar ile çeşitli etkileşimlerde bulunur, bu nedenle, elektron enerjisinin bir kısmı daima radyasyon formunda yayınlanır, bu frenleme radyasyonudur. Bu durum yayınlanan X-ışını enerjilerinin geniş bir spektrumunu oluşturur. Bazen, bir elektron bir hedef atomu ile kafa kafaya çarpışarak tüm enerjisini tek bir X-ışını fotonuna dönüştürebilir. Elektronun tüm enerjisi çıkan X-ışını fotonuna verildiğinde; foton, elektronun enerjisine eşit maksimum bir enerjiye sahip olur veya $h\nu = eV$ 'dir. Bu foton, minimum dalga boyuna sahip olacaktır,

$$E = eV = hv_{mak} = \frac{hc}{\lambda_{min}} \quad (2.11)$$

veya

$$\lambda_{min} = \frac{1240 \text{ eV} \cdot \text{nm}}{e \cdot V} = \frac{1240 \text{ eV} \cdot \text{nm}}{24800 \text{ eV}} = 0,5 \text{ \AA} \quad (2.12)$$

Karakteristik X-ışınları, yüksek hızlı elektronlar hedef atomun yörünge elektronlarını koparmak için yeterli enerjiye sahip olduğunda yayınlanır. Bu tür çarpışmalarla kabuklarda boşluklar oluşur ve bu boşluklar zayıf bağlı elektronlar tarafından doldurulur ve boşalan kabuğun daha düşük enerji seviyesine ulaşması için bu elektronlar elektromanyetik radyasyon yayınlılar. Bu radyasyon hedef atomların karakteristiğidir, bu nedenle karakteristik X-ışını olarak adlandırılır (Martin, 2013: 678). Şekil 2.3’de gösterilen spektrumdaki ani yükseltiller (pikler) tungstenin K-karakteristik X-ışınlarıdır ve bremsstrahlung sürekli spektrumu üzerine eklenmişlerdir.



Şekil 2.3. X-ışını spektrumu

2.4. X-Işınının Madde ile Etkileşimi

X-ışınlarının madde ile etkileşimi soğurulma şeklinde olur. Soğurulmada ise beş farklı fiziksel olay gerçekleşmektedir. Bunlardan biri foton ile çekirdek arasındaki fotobozunum olup, bu reaksiyon sadece çok yüksek foton enerjilerinde (>10 MeV) önemlidir. Diğer dört etkileşim fotoelektrik olay, Compton olayı, çift oluşum ve koherent (Rayleigh) saçılmasıdır.

Her bir etkileşme kendi azalma katsayısı ile orantılı olarak enerji azalımı yapmakta ve bu azalma katsayıları, X-ışınları enerjisi ve soğurucu malzemenin atom numarasına bağlıdır. Toplam azalma katsayısı her bir özgül katsayının toplamıdır.

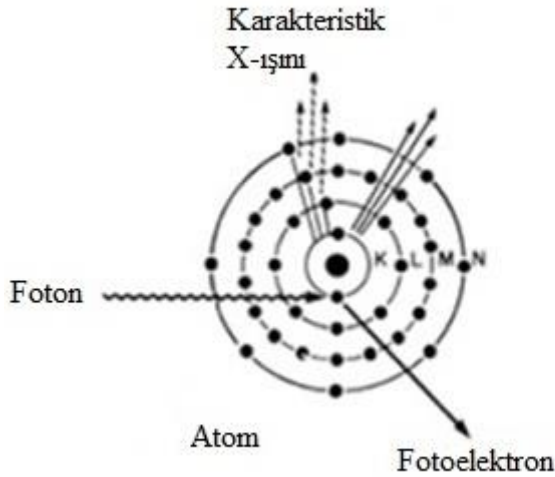
$$\mu/\rho = \sigma_{coh}/\rho + \tau/\rho + \sigma_c/\rho + \pi/\rho \quad (2.13)$$

σ_{coh} , τ , σ_c , π simgeleri sırasıyla; koherent saçılma, fotoelektrik olay, compton etkisi ve çift oluşumun azalma katsayılarını tanımlamaktadır (Khan, 2003: 64).

2.4.1. Fotoelektrik olay

Fotoelektrik olayda düşük enerjili bir foton, yörüngeye bağlı bir elektronla çarpışır ve onu atomdan fırlatır. Elektron, gelen fotonun enerjisi $h\nu$ ile elektronun yörüngesindeki bağlanma enerjisi arasındaki farka eşit bir enerjiyle atomdan çıkarılır. Etkileşme, atoma bağlı bir elektronla meydana gelmelidir çünkü atomun tamamı momentumun korunumu için gereklidir ve bu çoğunlukla iç kabuktaki elektronlardan biri ile meydana gelir. Elektronun fırlatılması sonucu kabukta oluşan boşluk başka bir yörünge elektronu tarafından doldurulur ve genellikle karakteristik K X-ışını yayınlanır. Fırlatılan elektronun kinetik enerjisi, daima fotoelektrik olayın olduğu ortamda soğurulur. Üretilen karakteristik X-ışınlarının soğurulması da muhtemelen aynı ortam içerisinde, başka bir fotoelektrik etkileşim veya Auger elektronlarının yayınlanması/soğurulması sonucu gerçekleşir (Martin, 2013: 331).

Fotoelektrik olayın gerçekleşme ihtimali, fotonun enerjisine bağlıdır. Gelen fotonun enerjisi yörüngedeki elektronun bağlanma enerjisinden büyük olmalıdır. Suda, fotoelektrik azalma katsayısı, foton enerjisinin bir fonksiyonu olarak grafik haline getirilirse düz çizgi elde edilir. τ/ρ , $1/E^3$ ile orantılıdır (Khan, 2003: 66).



Şekil 2.4. Fotoelektrik olayın şematik gösterimi

Çeşitli malzemelerin verileri, fotoelektrik azalma olasılığının malzemenin atom numarasına güçlü bir şekilde bağlı olduğunu belirtir:

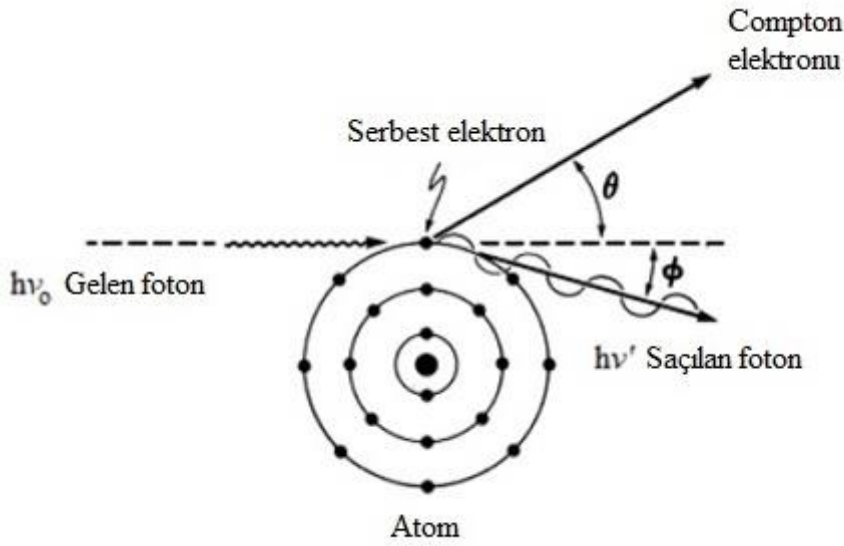
$$\tau/\rho \propto Z^3 \quad (2.14)$$

Bu orantı tanısal radyolojide birçok uygulamanın temelini oluşturur. Kemik, kas ve yağ gibi çeşitli dokuların atom numaralarındaki farklılık, X-ışını soğurulmasındaki farkı büyütür ve fotonun bu dokularda soğurulması farklı olur (Khan, 2003: 67).

Fotoelektrik soğurma, yüksek Z'li malzemeler ve düşük enerjili fotonlarla (0,5 MeV'den daha az) gerçekleşir. Kurşun gibi yüksek Z'li bir malzemede, L X-ışınları ve M X-ışınları yayınlanması baskındır ve bunlar ya ortamda soğurulurlar ya da foton akışına katkı yaparlar (Martin, 2013: 332).

2.4.2. Compton olayı

Compton saçılması, enerjisi 0,5 MeV - 10 MeV arasında olan bir foton ile 'serbest' veya çok zayıf bağlı bir elektron arasındaki çarpışma olayıdır. Buradaki 'serbest elektron' ifadesi, bağlanma enerjisi gelen fotonun enerjisinden çok düşük olan elektron anlamına gelir. Bu çarpışmada hem enerji hem de momentum korunur (Khan, 2003: 67; Martin, 2013: 332).



Şekil 2.5. Serbest bir elektronla Compton saçılması

Compton saçılmasına uğramış foton, çarpışmadan yeni bir yönde, artan dalga boyu ve azalmış enerji ile çıkar. Compton kayması olarak adlandırılan dalga boyundaki değişim,

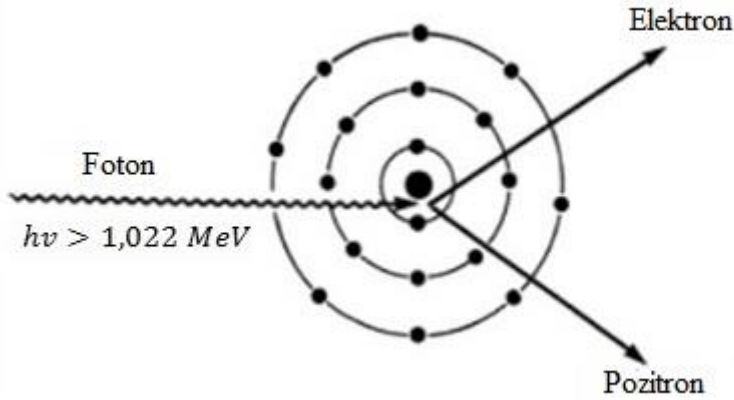
$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \phi) = 0,024264(1 - \cos \phi) \text{ Å} \quad (2.15)$$

ile verilir. Fotonun dalga boyundaki değişim (enerjideki azalma) sadece saçılma açısına bağlıdır. Çoğunlukla Compton dalga boyu adı ile anılan, $h/m_0 c$ teriminin sayısal değeri $2,4264 \times 10^{-10} \text{ cm}$ 'dir. Compton etkileşiminin en önemli sonucu, elektrona enerji aktarılmasıdır (Martin, 2013: 333).

2.4.3. Çift oluşum

Enerjisi 1,022 MeV'den yüksek bir foton, bir çekirdeğin elektromanyetik alanıyla etkileştiğinde, bir negatron ve bir pozitron olmak üzere, bir çift elektrona dönüşebilir. Bu olaya çift oluşum denir.

Çift oluşum, fotonun tüm enerjisinin iki elektron kütlesine dönüştüğü Einstein'ın özel görelilik teorisinin klasik bir örneğidir. Enerji korunduğundan pozitron ve elektron durgun kütle haricindeki enerjiyi ($h\nu - 1,022 \text{ MeV}$) paylaşırlar. Bu enerji pozitron ve elektron çiftinin kinetik enerjileri olarak ortaya çıkar, fakat eşit miktarda paylaşılmaz. Pozitif yüklü çekirdek, negatronu çekerek yavaşlatıp kinetik enerjisini azaltırken, pozitif yüklü pozitrona ilave bir itme sağlayarak hızlandırır. Böylece pozitron, negatrondan yaklaşık 0,0075 Z kadar daha fazla kinetik enerjiye sahip olur (Martin, 2013: 335).



Şekil 2.6. Çift oluşumun şematik gösterimi

Şekil 2.6’da gösterildiği gibi, çift oluşum etkileşmelerine aynı zamanda her biri 0,511 MeV’lik iki yok olma fotonunun yayınlanması eşlik eder. Pozitron, momentum ve kinetik enerjiye sahip olduğu sürece ayrı bir parçacık olarak mevcut olacaktır. Ancak, pozitron antimadde olması nedeniyle negatif yüklü elektronla ‘nötr parçacık’ olan ‘pozitronyum’ atomunu oluşturmak üzere etkileşecek ve 0,511 MeV’lik iki tane foton üreterek yok olacaktır; yani kütle enerjiye dönüşecektir. Yüksek enerjili fotonların soğurulması ve yayınlanması sonucunda yolu üzerinde $h\nu - 1,022$ MeV’lik kinetik enerjili elektron ve pozitron üretilir, bunu takiben pozitron serbest bir elektron ile yok olacak ve kütle enerjiye dönüşecektir. Çift üretim yoluyla yüksek enerjili fotonların soğurulması 0,511 MeV’lik iki yeni foton üretir (Martin, 2013: 335, 336).

Çift oluşum etkileşme katsayısı K , enerjisi $2 \times 0,511$ MeV’den daha büyük olan fotonlar için, Z atom numarasının karesi ile orantılıdır ve,

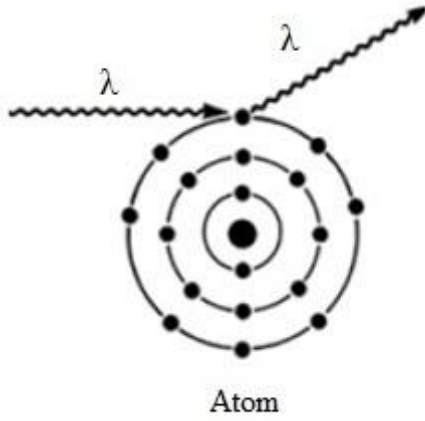
$$K \cong \text{sabit} \times Z^2 (E - 1,022) \quad (2.16)$$

‘dir. Burada Z atom numarasıdır ve E ise MeV cinsinden foton enerjisidir (Martin, 2013: 336).

2.4.4. Koherent saçılma

Klasik saçılma ya da Rayleigh saçılması olarak da bilinen koherent saçılma, bir elektronun yakınından geçerek, ona salınım yapmaya başlatan bir elektromanyetik dalgadan meydana gelir. Salınmaya başlayan elektron, kazanmış olduğu enerjiyi gelen dalgayla aynı frekansta ışınlam yaparak geri verir. Bu saçılmış X-ışınları gelen ışınla aynı dalga boyundadır.

Koherent saçılma yüksek atom numaralı madde ve düşük enerjili fotonlar için olasıdır (Khan, 2003: 64, 65). Koherent saçılma şematik olarak Şekil 2.7’de gösterilmiştir.

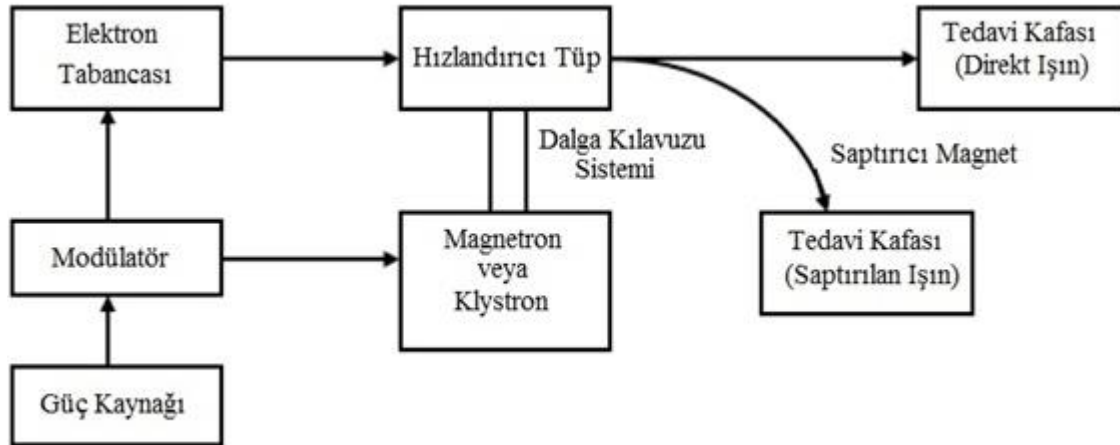


Şekil 2.7. Koherent saçılma

2.5. Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcı (linac), doğrusal bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak elektronlar gibi yüklü parçacıkları hızlandırıp, yüksek enerjili elektron ve X-ışını üretmek amacı ile kullanılan cihazlardır (Khan, 2003: 42).

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazının temel yapısı Şekil 2.8’de görülmektedir. Güç kaynağı modülatöre doğru akım ve modülatör de şebekeye atımlı (pulsu) akım sağlamaktadır. Bu akım modülatörde bulunan hidrojen thyatron lambaları ile elde edilmektedir. Modülatörden çıkan bu akım elektron tabancasına ve magnetron veya klystron tüplerine iletilmektedir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır ve yüksek güç osilatörü gibi çalışmaktadır. Lineer hızlandırıcılarda 3000 MHz’lik mikrodalgalar kullanılmaktadır. Klystron mikrodalga üreticisi değil yükselticisidir ve düşük güç osilatörlerine ihtiyaç duymaktadırlar. Magnetron ve klystronda oluşturulan mikrodalgalar, basınçlı gazla doldurulmuş taşıyıcı dalga kılavuzu ile hızlandırıcı tüpe taşınmaktadır. Mikrodalgalarla eş zamanlı olarak, elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılması ile termiyonik yayınımla elde edilen elektronlar bir potansiyel fark altında hızlandırılarak 50 keV’lik enerji ile hızlandırıcı tüpe gönderilirler (Khan, 2003: 42, 43).

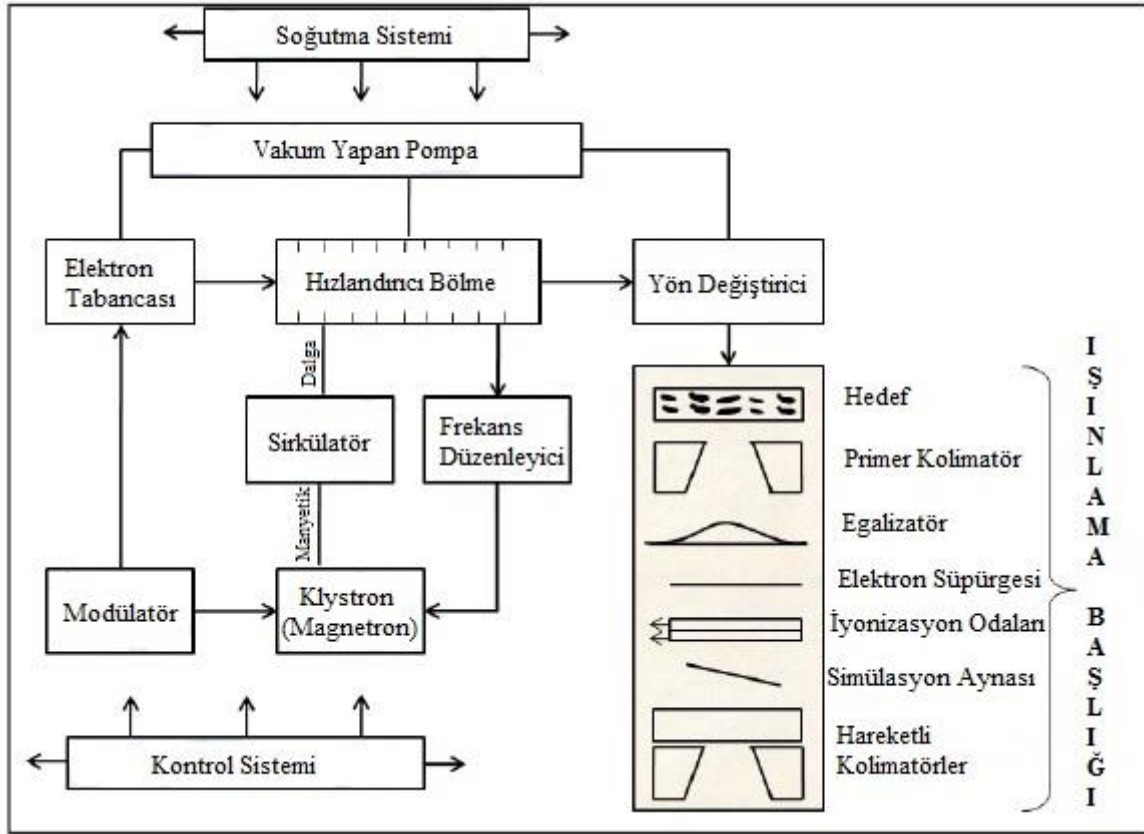


Şekil 2.8. Medikal lineer hızlandırıcının temel yapısı

Genellikle bakırdan yapılan hızlandırıcı tüpe yüksek oranda vakum uygulanmaktadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar, sinüsel elektrik alandan enerji kazanırlar (Khan, 2003: 43).

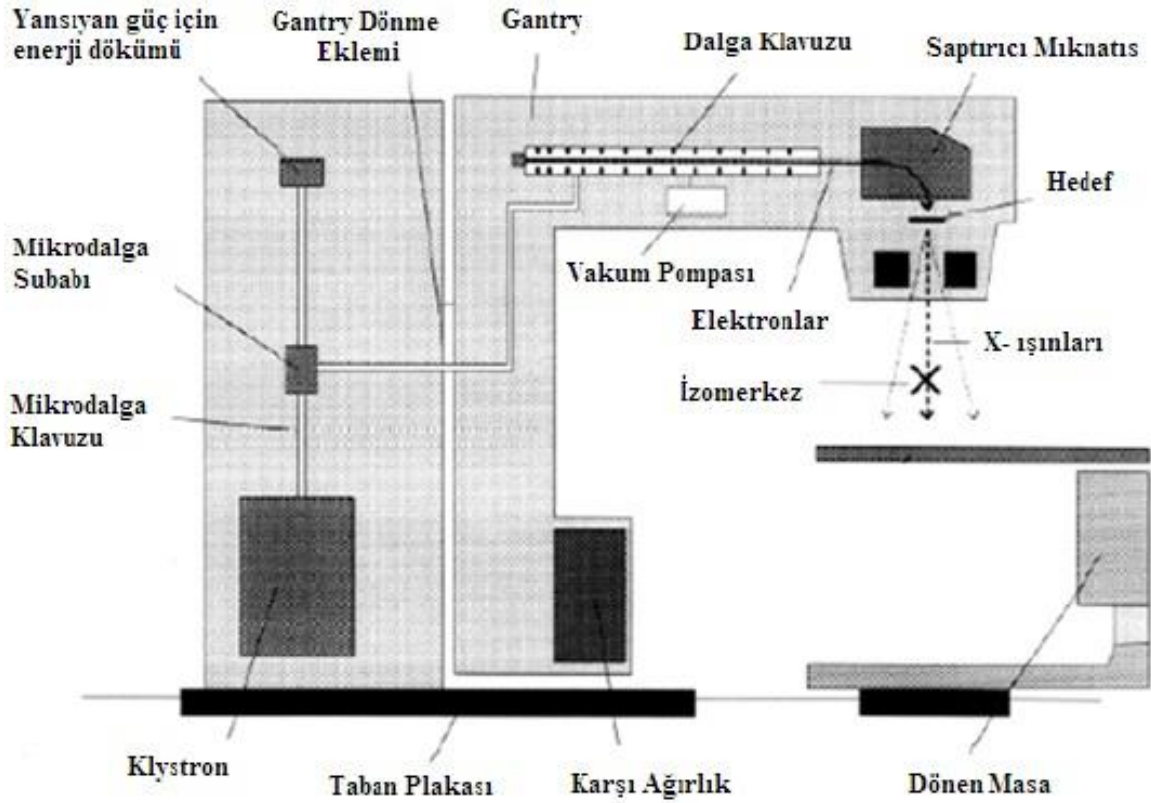
Hızlandırılan elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için, tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar elde edilmektedir. Elektronlar, hızlandırıcı tüpün sonuna geldiklerinde, maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Yüksek enerjili medikal lineer hızlandırıcılarda yatay olarak yerleştirilmiş uzun hızlandırıcı tüp bulunmaktadır. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek ve daha küçük boyutlara sahip cihazlar üretmek amacı ile hızlandırılmış elektronlar 90° ve 270° saptırıcı magnetler ile saptırılarak hedef üzerine ya da hızlandırıcı tüpün dışına doğrudan gönderilmektedirler (Khan, 2003: 43).

Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar doğrudan yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabileceği gibi, bu elektronlar yüksek atom numaralı metal disk şeklindeki bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X-ışınları da elde edilebilmektedir. Elektron tedavilerinde elektron demeti bir saçıcı tabakaya çarptırılarak homojen elektron dağılımı sağlanacak şekilde genişletilmektedir. Hızlandırılmış elektronlar hedefte durdurulduğunda ise frenleme (bremsstrahlung) X-ışınları oluşmaktadır. Frenleme ışınması olayında, gelen elektron yavaşlayarak enerjisini kaybeder ve bu enerji X-ışınının spektrumuna dönüşmektedir (Khan, 2003: 45).



Şekil 2.9. Modern bir lineer hızlandırıcı şeması

Bir lineer hızlandırıcıda, lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını ayarlamak için soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için iyon odası pompası, pnömatik (havalı, hava basınçlı) sürücüler için basınç sistemi ve iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını artırmak için gaz sistemi de önemli diğer sistemlerdir (Khan, 2003: 46).

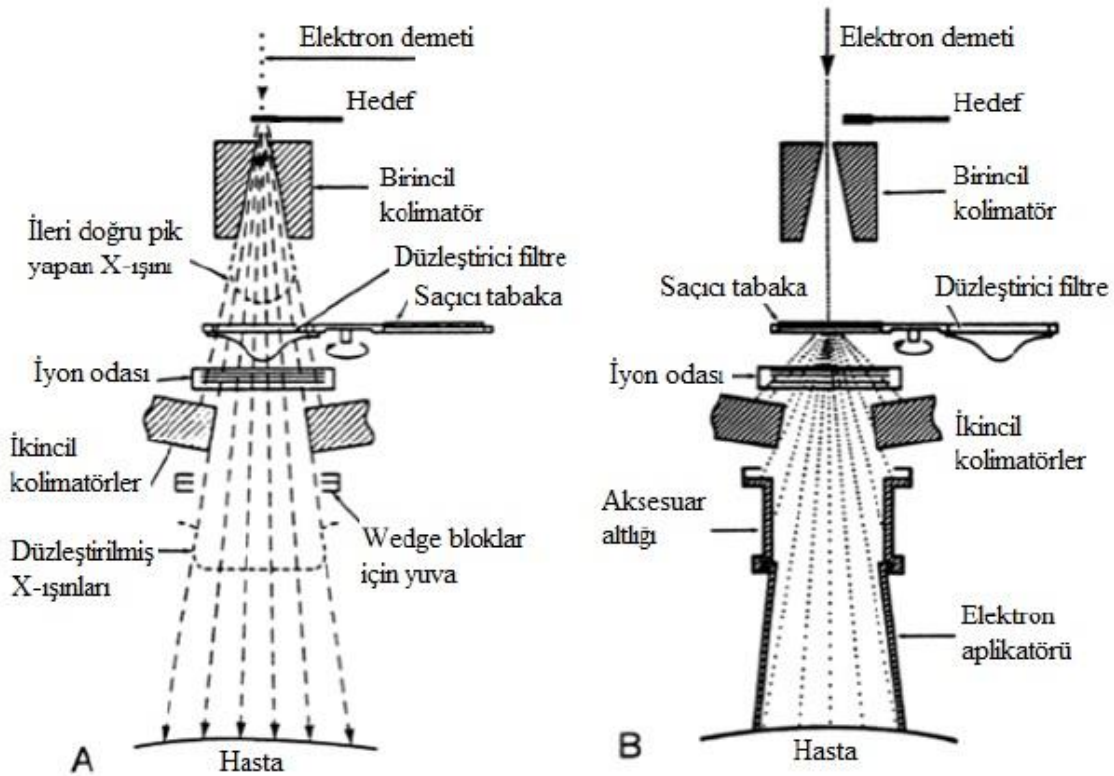


Şekil 2.10. Medikal lineer hızlandırıcının genel tasarımı

2.5.1. Lineer hızlandırıcının ışınlama başlığı

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazının ışınlama başlığı kısmı kurşun, tungsten veya kurşun-tungsten karışımından yapılmış kalın bir koruyucu tabaka içermektedir. Genel olarak bir lineer hızlandırıcı tedavi cihazı ışınlama başlığı yapısının içinde hedef, birincil kolimatörler, düzleştirici filtre, saçıcı filtre, monitör iyon odaları, ikincil kolimatörler ve kolimatörün altında kama filtre ve koruyucu blok tepsisi takılması için özel yerler bulunmaktadır. Tedavi kafasının, radyasyon sızıntısına karşı radyasyondan korunma kurallarına uygun şekilde yeterli kalınlıkta zırhlaması yapılmaktadır (Kahraman, 2010; Khan, 2003: 46).

X-ışınları hedeften sonra ilk olarak sabit birincil kolimatörler tarafından kolime edilmektedir ve kolime edilen X-ışını, düzleştirici filtreye gelmektedir. Elektron durumunda ise bu filtre kalkmakta ve saçıcı filtre ile yer değiştirmektedir. Sonra X-ışını veya elektron demeti monitör iyon odasını ve hareketli kolimatörleri geçerek hastaya ulaşmaktadır (Khan, 2003: 46).



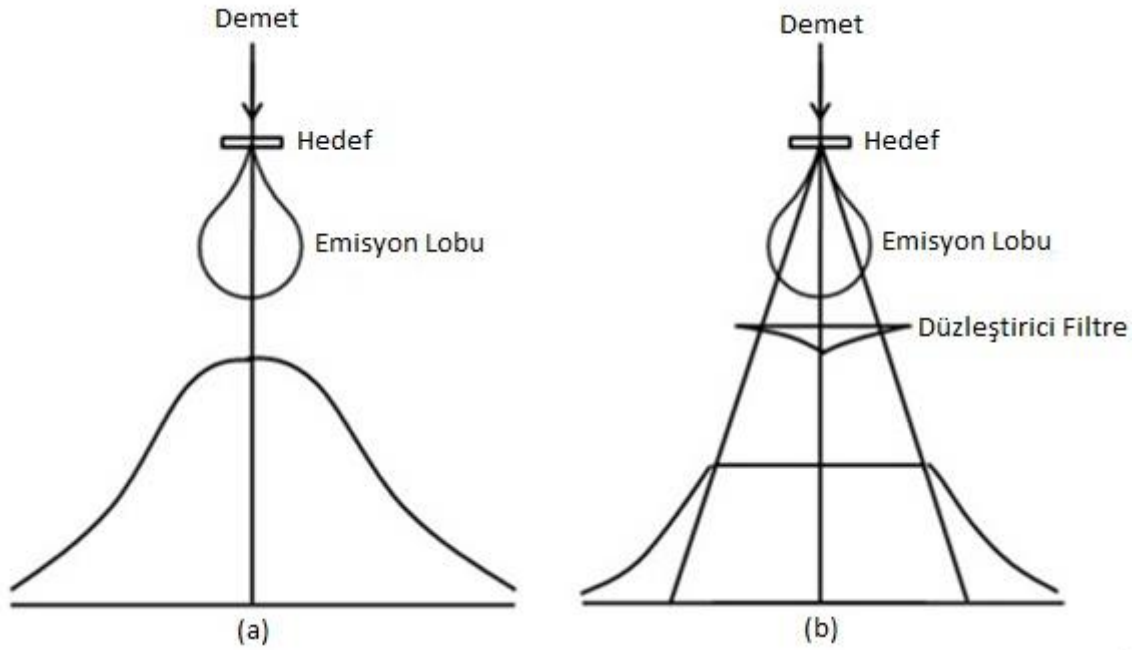
Şekil 2.11. Medikal lineer hızlandırıcı ışınlama başlığı: (a) Hedefin olduğu zamanki durum (X-ışını) (b) Hedefin olmadığı zamanki durum (Elektron)

2.5.2 Hedef

Tungsten gibi yüksek atom numaralı maddelerden yapılmış olup, metal bir disk şeklindedir. Hızlandırılmış elektron demetlerinin çarpıtılmasıyla yüksek enerjili foton demetleri elde etmede kullanılır (Kahraman, 2010).

2.5.3. Düzleştirici filtre

Hedefte üretilen X-ışını demeti, tedavi için uygun hale getirilmek amacı ile ayarlanmalıdır. Bu X-ışını demetinin daha uygun hale getirilmesi için; hedef hacmi kaplayan doku tarafından kolaylıkla soğurulan düşük enerjili fotonların uzaklaştırılması ve değişmeyen aynı doz profillerini üretmek amacı ile yoğunluk dağılımının değiştirilmesi gerekmektedir. Bu işlemler filtre kullanımı ile gerçekleştirilmektedir. Alan kenarında, fantomdan saçılan radyasyonda azalmayı dengelemek amacı ile böyle bir profil, demet merkezi ekseninde maksatlı olarak düşünülmüştür. Bu nedenle, kalın bölümü merkezi eksene gelecek şekilde bir koni biçimindedir. Bu filtreler genellikle kurşundan yapılmakta olup tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya alaşımları da kullanılmaktadır (Khan, 2003: 46).



Şekil 2.12. Lineer hızlandırıcıda; a) Düzleştirici filtre kullanılmadığı durum
b) Düzleştirici filtre kullanıldığı durum

2.5.4. Kolimatör sistemi

Kolimatörler tungsten ve kurşun gibi yüksek atom numaralı ve yüksek yoğunluklu maddelerden yapılmış bloklardır. Lineer hızlandırıcı ışınlama başlığı yapısında hareketsiz birincil kolimatörler ve hareketli ikincil kolimatörler bulunmaktadır. Birincil sabit kolimatörler, X-ışınlarının lineer hızlandırıcının dışına çıkmasına izin verir ve kafa sızıntısını engellemeye yardımcı olur. İkincil kolimatörler farklı dikdörtgensel alanlar oluşturabilmek için kullanılır (Kahraman, 2010).

Tedavi amaçlı lineer hızlandırıcılarda çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) de kullanılabilmektedir. Bir ÇYK sistemi, her biri tek başına hareket edebilen yaprak çiftlerinden oluşmaktadır. Bu sayede düzensiz ve asimetrik alan şekilleri oluşturulabilmektedir. ÇYK'ün başlıca avantajları; hazırlanmasının daha kısa ve basit olması, tedavi odasına girmeye gerek kalmadan kullanılması ve alan şeklinin kolay değiştirilebilir olmasıdır. ÇYK ile hastanın aynı pozisyonda kalmasını gerektiren tedavi süresi kısaltılmaktadır. Başka bir avantajı da ışınlama sırasında da alan şeklini değiştirebilmesidir. ÇYK sistemlerinin dezavantajları ise; yapraklar arası radyasyon kaçağı, daha geniş yarı gölge ve bazı kompleks alan şekilleri üretme problemleridir (Kahraman, 2010).

2.5.5. Monitör iyon odası

Foton akısı düzlem iyon odası ile kontrol edilebilmektedir. İyon odaları, radyasyon dozuna ek olarak, çeşitli ışın parametrelerini (monitör doz hızı ve alan simetrisi gibi) kontrol etmek amacıyla da kullanılmaktadırlar. Tüm demeti izlemesi için genellikle düz paralel düzlem iyon odaları kullanılmaktadır fakat bazı lineer hızlandırıcılarda silindirik iyon odaları da kullanılabilmektedir. Medikal hızlandırıcılarda birbirinden bağımsız ve kontrol amaçlı iki ayrı iyon odası sistemi bulunmaktadır (Khan, 2003: 46, 47).

İyon odasının ışınlama kafasındaki pozisyonu önemli bir faktördür. İyonizasyon akımı kolimatörler tarafından artırılabilen, kolimatör değişimi ile değişebilmektedir. Bu durum, değişen alan boyutu ile MU (monitör unit: lineer hızlandırıcılarda zaman birimi) başına dozda değişikliğe neden olabilmektedir. İyon odasının farklı kısımlarına iletilen geri saçılmalarındaki farklılıklar ışın parametreleri kontrolünü etkileyebilmektedir. Bu etkileri en aza indirmek için, kolimatör ile iyon odası arasına metal plaka konulmalı ve iyon odası kolimatör mesafesi maksimum yapılması önerilmektedir (Kahraman, 2010).

Elektronik dengede ihtiyaç duyulan şartlar build-up bölgesinde karşılanmadığından ve doz gradiyenti yüksek olduğundan bu bölgede daha güvenilir doz ölçümü alabilmek için paralel plakalı iyon odasının kullanılması önerilmektedir (Apipunyasopon, 2012).

2.6. Radyoterapi

Radyoterapi, kanserli dokuların iyonlaştırıcı radyasyon kullanılarak tedavi edilmesidir. Bu radyasyon, radyoaktif kaynaklardan ya da lineer hızlandırıcı gibi özel cihazlardan elde edilir ve yüksek dozda uygulanabilirse kanser hastalarının tedavisinde kullanılabilir (Gürsoy, 2013; Kılıç, 2011).

Radyoterapiye başlamadan önce radyasyon tedavi ekibi tedavi planlaması yapar. Planlama için simülasyon işlemi yapılır. Simülasyonda hedef bölge sınırları işaretlenir. Radyasyonun vücuda girdiği alan ve bazı referans noktaları boya ile işaretlenir. Deri üzerine konulan bu işaretler ile hastanın tedavi masasındaki doğru pozisyonu belirlenir. Bu sırada cihazdan ve duvara yerleştirilmiş işaretleyicilerden gelen kırmızı lazer ışınları pozisyon sabitliği için gerekli olup, vücuda herhangi bir zarar vermez. Daha sonra bilgisayarlı tomografi çekilerek, hedef alanın sınırları ve radyasyonun dozu ve nereden verileceği tam olarak belirlenir. Bu ileri teknolojiler sayesinde radyasyon tedavi ekibi, vücuda en az zarar verecek şekilde en doğru radyasyon tedavisinin nasıl verileceğini ayarlar. Böylelikle

sağlıklı çevre organ ve dokular üzerine olan yan etkiler azaltılmaya çalışılır (Gürsoy, 2013; Kılıç, 2011).

Radyoterapi sırasında hasta veya ışınlanan bölgenin hiç hareket etmemesi gerekir. Böylece radyasyon tedavisi her zaman aynı bölgeye etkin bir şekilde verilebilmektedir. Bu amaçla, ışın tedavi alanını sabitlemek için özel bazı hareket kısıtlayıcı kalıplar kullanılabilir.

Radyoterapi, amaçlanan hedefe göre iyileştirici (küratif) ve şikayetlere yönelik (palyatif) olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Küratif radyoterapi, hastalık hakkındaki mevcut bilgiler ışığında, hastalığın tamamen yok edilmesinin mümkün olduğu durumlarda uygulanır. Tek başına ya da ameliyat ve/veya kemoterapi ile birlikte verilebilir. Palyatif radyoterapide ise sadece hastalığın belirtilerini hafifletmek ve yaşam kalitesini artırmak amaçlanır. Örneğin; ağrılı bir kemik bölgesine uygulanan radyoterapi ile ağrı azaltılır ya da kanamalı tümörlere uygulanan radyoterapi ile kanama kontrol altına alınır. Bu tip radyoterapide verilen doz, iyileştirici radyoterapiye oranla daha az, tedavi süresi de daha kısadır (Kılıç, 2011).

Tedavi planlama sistemi: Tedavi planlama sistemi özel bir monitör, film tarayıcı, ışıklı bir dijital yazıcı ve çizici gibi donanımlardan oluşan, iki ya da üç boyutta planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen bir sistemdir. Bu planlamayla kanserli hücrelere maksimum doz verilirken, çevre dokularda yüksek korunma sağlanmaktadır. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde (SSD) ve istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturulur. Bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yöneltmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını belirlemek mümkündür (Yaprak, 2006).

Planlama sistemi içerdiği özel algoritmalar yardımıyla, sisteme önceden girilen ışınlama cihazına ait demet enerjisi, doz verimi, derin doz yüzdesi (% DD), doku-hava oranı (TAR), saçılan hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerden gerekli olanları, tedavi tekniğine (eksternal, brakiterapi vb.), ışınlamaya (enerji, alan boyutu, SSD vb.) ve kullanılan aksesuarlara (tedavi masası, kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametreleri ilişkilendirerek doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda radyasyonun hedef içindeki dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz belirlenebilir. Daha sonra istenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak, hedef bölge üzerine gönderilmektedir. Yazılım, girilen tüm bilgilere göre dozimetrik hesaplamaları yaparak dokulara düşen doz değerlerini belirler. Önerilen dozun

oluşması için gerekli ışınlama senaryoları oluşturularak tümörlü bölgeye maksimum dozun, sağlıklı organlara ise minimum dozun verilmesi sağlanır (Gürsoy, 2013; Yaprak, 2006).

2.7. Doz Dağılımı ve Saçılma Analizi

Radyasyonla tedavi olan hastalarda doz dağılımını doğrudan ölçmek nadiren mümkün olur. Doz dağılımı verileri, neredeyse tümüyle doku eşdeğeri malzemeler olan fantomlardaki ölçümlerden elde edilmiştir ve genellikle verilen ışının tam saçılma durumlarını sağlamak üzere hacim içinde yeterince büyüktür. Bu temel veriler gerçek bir hastadaki doz dağılımını tahmin etmek için tasarlanmış bir doz hesaplama sisteminde kullanılır (Khan, 2003: 159).

2.7.1. Fantomlar

Temel doz dağılım verileri, genellikle kas ve diğer yumuşak dokuların radyasyon soğurma ve saçılma özelliklerine yakından benzediğinden bir su fantomunda ölçülür. Fantom malzemesi olarak suyun seçilmesinin diğer bir nedeni, tekrarlanabilir radyasyon özellikleri ile evrensel olarak kullanılabilir olmasıdır. Ancak bir su fantomu, sudan etkilenen iyon odaları ve diğer detektörlerle birlikte kullanıldığında bazı pratik sorunlar doğurur. Bununla birlikte birçok durumda detektör, su fantomu içine daldırılmadan önce su eşdeğeri ince bir kol ile kaplanır (Khan, 2003: 159).

Suya radyasyon detektörlerini bırakmak her zaman mümkün olmadığından, su yerine kuru katı fantomlar geliştirilmiştir. İdeal olarak verilen doku ya da su eş değeri bir malzeme, aynı etkin atom numarası, gram başına elektron sayısı ve kütle yoğunluğuna sahip olmalıdır. Doku için etkin atom numarası 7,42, gram başına elektron sayısı $3,36 \times 10^{23}$, kütle yoğunluğu 1 g/cm^3 'tür. Ancak, Compton olayı, klinik alanda megavoltaj foton ışınları için en baskın etkileşim olduğundan bu tür ışınlar için su eşdeğeri gerekli koşul, suyunki gibi aynı elektron yoğunluğunun olmasıdır (Khan, 2003: 159).

Bir malzemenin elektron yoğunluğu, malzemenin kütle yoğunluğu ve atom bileşenlerinden hesaplanabilir:

$$\rho_e = \rho_m \times N_A \times \left(\frac{Z}{A} \right) \quad (2.17)$$

burada

$$\frac{Z}{A} = \sum_i a_i \times \left(\frac{Z_i}{A_i} \right) \quad (2.18)$$

N_A , Avogadro sayısıdır ve a_i , atom ağırlığı A_i ve atom numarası Z_i olan i . elementin ağırlık kesridir. Çeşitli insan dokuları ve vücut sıvılarının elektron yoğunlukları Eş. 2.17'ye göre Shrimpton tarafından hesaplanmıştır (Khan, 2003: 159).

Ticari açıdan, mevcut fantom malzemeleri içinde lusit ve polistiren (C_8H_8) dozimetri fantomu olarak en sık kullanılan malzemedir. Bu malzemelerin kütle yoğunlukları, verilen bir numuneye bağlı olarak değişebilmesine rağmen, yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde kullanımı için atom bileşimi ve gram başına elektron sayısı yeterince sabittir (Khan, 2003: 159).

Homojen fantomlara ek olarak, insan biçiminde fantomlar klinik dozimetrisinde sıkça kullanılır. Alderson Rando Fantomu olarak bilinen, ticari olarak temin edilebilen böyle bir sistem, kas, kemik, akciğer ve hava boşlukları gibi çeşitli vücut dokularına benzeyen malzemeler içerir (Khan, 2003: 160).

White ve diğerleri (1977) doku yerine kullanılabilecek geniş bir yöntem geliştirmişlerdir. Bu yöntem, belirli bir dokuya yakından benzeyen radyasyon özelliklerine sahip bir karışımı oluşturmak için epoksi reçinelerine dolgu parçacık eklemeye dayanır. Bu konuda en önemli radyasyon özellikleri kütle azaltma katsayısı, kütle enerji soğurma katsayısı, elektron kütle durdurma ve açısal saçılma güç oranlarıdır (Khan, 2003: 160).

Önceki yöntemle göre, Constantinou ve diğerleri (1982) su yerine, katı su denilen, epoksi reçinesi esaslı bir katı tasarlamışlardır. Bu malzeme, radyasyon tedavisi enerji aralığında foton ve elektron demetleri için dozimetrik kalibrasyon fantomu olarak kullanılabilir (Khan, 2003: 160).

2.7.2. Derin doz dağılımı

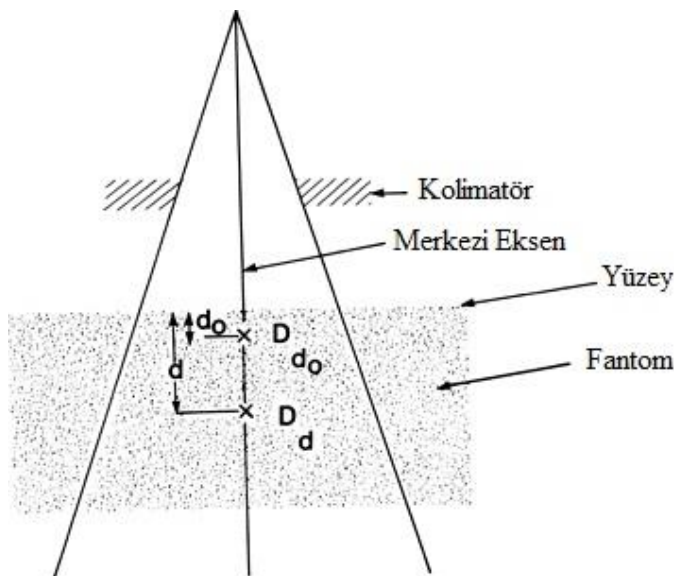
Radyasyon demeti bir hastanın (ya da bir fantomun) üzerindeyken, hastadaki soğurulan radyasyon dozu derinlik ile değişir. Bu değişim, radyasyon enerjisi, derinlik, alan boyutu, kaynaktan olan uzaklık (SSD) ve ışın kolimasyon sistemi gibi birçok duruma bağlıdır. Bu nedenle hastadaki dozun hesaplanması, bu durumlar ve derin doz dağılımını etkileyen diğer faktörlerle ilgili olarak önemli bir yer tutar (Khan, 2003: 160).

Işının merkez eksenı boyunca derin doz değışimini belirlemek, doz hesaplama sisteminde önemli bir adımdır. Bu amaç için yüzde derin doz, doku-hava oranı (TAR), doku-fantom oranı ve doku-maksimum oranı gibi pek çok nicelik tanımlanmıştır. Bu nicelikler genellikle küçük iyon odaları kullanılarak su fantomlarında alınan ölçümlerden elde edilmiştir. TLD (termolüminesans dozimetre), diyetler ve bazen kullanılan film gibi diğer dozimetri sistemlerine rağmen, daha hassas ve daha küçük enerji bağımlılığı sayesinde iyon odaları tercih edilir (Khan, 2003: 160, 161).

2.7.3. Yüzde derin doz

Vücutta soğurulan doz derinliğe, alan boyutuna, foton enerjisine ve kaynak-yüzey mesafesine (SSD) bağılıdır. Soğurulan dozun ölçümü su veya başka doku eşdeğeri fantom kullanılarak demet yolu boyunca yapılır. Bu ölçüm yüzde-doz olarak tanımlanır ve demet enerjisine, derinliğe, SSD ve alan boyutu gibi parametreler ile tanımlanır (Buzdar ve ark., 2009). Tek yönlü merkezi eksen doz dağılımı, bir derinlikteki dozu, belli bir referans derinliğindeki doza göre normalize ederek belirlenir. Yüzde derin doz (% DD) niceliğı, ışının merkezi eksenı boyunca herhangi bir d derinliğindeki soğurulan dozun (D_d) belirli bir d_0 referans derinliğindeki soğurulan doza oranı olarak tanımlanabilir:

$$\% DD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (2.19)$$



Şekil 2.13. Yüzde derin doz (D_d/D_{d_0})

Ortovoltaj (yaklaşık 400 kVp'ye kadar) ve düşük enerjili X-ışınları için referans derinlik genellikle yüzeydir ($d_0 = 0$). Daha yüksek enerjiler için referans derinlik, soğurulan dozun en yüksek olduğu pozisyonunda alınır ($d_0 = d_{mak}$).

Klinik uygulamada, merkezi ekseninde soğurulan pik doza, maksimum doz, verilen doz ya da sadece D_{mak} denir. Böylece,

$$D_{mak} = \frac{D_d}{P} \times 100 \quad (2.20)$$

yazılır. Merkezi eksen derin doz dağılımını bir dizi parametre etkiler. Bunlar; ışın kalitesi ya da enerjisi, derinlik, alan boyutu ve şekli, kaynak yüzey mesafesi ve ışın ayarlamasıdır (Khan, 2003: 161, 162).

2.7.4. Maksimum doz (Build-up) bölgesi

Megavoltaj foton demetlerinde yüzey ($z = 0$ derinliği) ve $z = z_{mak}$ derinliği arasındaki doz bölgesi, başlangıçta foton etkileşimleri (fotoelektrik olay, Compton olayı, çift oluşum) ile hastada serbest bırakılan ve sonra kinetik enerjileri hastada depolanan, nispeten uzun menzilli, enerjik iki yüklü parçacıktan (elektron ve pozitron) kaynaklanır ve maksimum doz bölgesi olarak adlandırılır (Podgorsak, 2005: 171).

Hasta yüzeyinin hemen altındaki bölgede yüklü parçacık denge durumu yoktur ve soğurulan doz çarpışma KERMA'sından (Kinetic Energy Released per unit MAAss) çok daha küçüktür. Ancak, z derinliği arttıkça yüklü parçacık dengesi sonunda $z = z_{mak}$ 'a ulaşır. Burada z , iki yüklü parçacığın menziline yaklaşık olarak eşittir ve doz, çarpışma kinetik enerjisi ile karşılaştırılabilir olur. z_{mak} ötesinde hem doz hem de çarpışma kerması hastadaki foton zayıflamasından dolayı azalır (Podgorsak, 2005: 171, 172).

2.7.5. Doz profili

Herhangi bir alan boyutu için doz dağılımları tahmin edilebilir. Doz profil eğrileri ve izodoz eğrileri demet şekline bağlıdır. Herhangi bir doz profili ışınlanan hacim içindeki dozun bir çizgi boyunca uzaysal durumunu veya konumunu yansıtır. Doz profilleri özellikle alan topografisi ve penumbranın tanımlanmasına çok uygundur. Doz profillerinde dozlar, merkez ışın ekseninde normalize edilerek gösterilirler. Doz profili, Off-Axis Oranı (OAR) olarak adlandırılır.

2.8. Biyomalzemeler

Biyomalzemeler, insan ve hayvan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla (örneğin kan) temas ederler (Gümüşderelioğlu, 2002).

Bilimsel anlamda yeni bir alan olmasına karşın, uygulama açısından biyomalzeme kullanımı tarihin çok eski zamanlarına kadar uzanmaktadır. Mısır mumyalarında bulunan yapay göz, burun ve dişler bunun en güzel kanıtlarıdır. Altının diş hekimliğinde kullanımı 2000 yıl öncesine kadar uzanmakta, bronz ve bakır kemik implantlarının kullanımı milattan önceye kadar gitmektedir. Bakır iyonunun vücutta zehirleyici etkisine karşın 19. yüzyıl ortalarına kadar daha uygun malzeme bulunamadığından bu implantların kullanımı devam etmiş, 19. yüzyıl ortasından itibaren yabancı malzemelerin vücut içerisinde kullanımına yönelik ciddi ilerlemeler kaydedilmiştir. Örneğin; 1880’de fildişi protezler vücutta yerleştirilmiştir. İlk metal protez, 1938’de vitallium alaşımından üretilmiştir. 1960’lara kadar kullanılan bu protezler, metal korozyona uğradığında ciddi tehlikeler yaratmıştır. 1972’de alümina (Al_2O_3) ve zirkonya (ZrO_2) isimli iki seramik yapı herhangi bir biyolojik olumsuzluk yaratmaksızın kullanılmaya başlanmış, ancak inert yapıdaki bu seramikler dokuya bağlanamadıklarından çok çabuk zayıflamışlardır. Aynı yıllarda Hench tarafından geliştirilen biyoaktif seramikler ile bu problem çözülmüştür (Gümüşderelioğlu, 2002).

İlk başarılı sentetik implantlar, iskeletteki kırıkların tedavisinde kullanılan kemik plakalarıdır. Bunu 1950’lerde kan damarlarının değişimi ve yapay kalp vanalarının geliştirilmesi, 1960’larda da kalça protezleri izlemiştir. Kalp ile ilgili cihazlarda esnek yapıları sentetik bir polimer olan poliüretan kullanılırken, kalça protezlerinde paslanmaz çelik öne geçmiştir. 1970’lerde ilk sentetik, bozunur yapıdaki ameliyat ipliği üretilmiştir. Kısacası, son 30 yılda 40’ı aşkın metal, seramik ve polimer, vücudun birçok parçasının onarımı ve yenilenmesi için kullanılmıştır (Gümüşderelioğlu, 2002).

2.8.1. Metalik biyomalzemeler

Metalik biyomalzemeler kas-iskelet sistemimizin mekanik koşullarına en iyi uyum gösteren malzemelerin başında gelirler. Bu biyomalzemeler belirli sınırlarda, ağır, uzun süreli, değişken ve ani yüklemelere karşı özelliklerini kaybetmeden dayanabilmeleri

nedeniyle tercih edilmektedirler. Metalik biyomalzemeler saf metal veya alaşım elemanlarına göre sınıflandırılırlar (Gür ve Taşkın, 2004).

Bunlar;

- Paslanmaz çelikler
- Co-Cr alaşımları
- Ti alaşımları

Paslanmaz çelikler

Çelik, yoğunluğu $7,9 \text{ g/cm}^3$, elektron yoğunluk oranı ($\rho(\text{biyomalzeme})/\rho(\text{H}_2\text{O})$) 6,63 ve atom numarası 26,7 olan bir malzemedir. Paslanmaz çelik kullanılarak imal edilmiş ilk metalik biyomalzeme Cr-Ni paslanmaz çelik implantıdır. Bu tip biyomalzemeler, sağlam olmasından dolayı vanadyumdan 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 (American Society For Testing And Materials) 316 paslanmaz çeliği olarak bilinir. 1950’de 316 paslanmaz çeliği içerisindeki karbon (C) oranı %0,08’den maksimum %0,03 olacak şekilde indirilmiş ve alaşımın korozyon dayanımının tuzlu su solüsyonuna karşı daha iyi olduğu tespit edilmiştir. C oranı %0,03’e düşürülmüş olan 18/8 Cr-Ni paslanmaz çeliğine ASTM 316 L çeliği adı verilir. Paslanmaz çeliklerde korozyon dayanımını sağlamak için Cr’un etkin konsantrasyonunun en az %11 olması gerekmektedir. Krom aktif olmayan bir elementtir. Fakat krom ve krom alaşımları, korozyon direncini mükemmelleştirmek için %30 nitrik asitle pasifleştirilebilir (Çatlı, 2012; Jonn ve Young, 2000).

ASTM 316 ve 316 L, implant üretimi için en yaygın kullanılan östenitik paslanmaz çeliklerdir. Bu malzemelere sıcak sertleştirme işlemleri uygulanamaz fakat 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 çukur korozyonuna karşı olan direnci artırılır. Bahsedilen bu özelliklerinden dolayı ASTM, biyomalzeme olarak kullanmak amacıyla, 316 L tipi paslanmaz çeliği, 316 paslanmaz çeliğinden daha fazla tavsiye etmektedir. 316 L ile 316 paslanmaz çeliği arasındaki tek fark, 316 L’de C oranının az oluşudur. ASTM standartlarında, “L” karbon içeriğinin düşük olduğunu ifade etmek için eklenmiştir (Çatlı, 2012; Jonn ve Young, 2000).

Co-Cr alaşımları

Biyomalzeme olarak, CoCrMo ve CoNiCrMo olmak üzere iki tip kobalt-krom alaşımı kullanılır. CoCrMo alaşımları diş tedavisi ve son zamanlarda yapay eklemlerin üretiminde kullanılmaktadır. CoNiCrMo alaşımı ise daha yeni bir malzemedir ve ağır yük altındaki eklemlerde (diz ve kalça gibi) ve protezlerde kullanılmaktadır (Gümüşderelioğlu, 2002).

ASTM, CoCr alaşımlarını cerrahideki uygulamalarına göre 4 çeşit gruba ayırmıştır. Bunlar; CoCrMo (F75), CoCrWNi (F90), CoNiCrMo (F562) ve CoNiCrMoWFe (F563) alaşımlarıdır.

CoCr alaşımlarında temel alaşım elementleri olan Co ve Cr alaşımın çözeltilere karşı olan korozyon dayanımının %65'i Co tarafından sağlanmaktadır. Mo ilavesiyle, malzemenin yapısındaki tanelerde küçölme olduğu ve bunun sonucunda malzemenin mekanik özelliklerinin iyileştiği gözlenmiştir. Cr miktarının artırılması ile alaşımın katı çözeltilere karşı olan korozyon dayanımı daha da artar (Gümüşderelioğlu, 2002).

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 malzemeden yapılmış biyometallerin kullanılması tavsiye edilmiştir (Çatlı, 2012).

Ti alaşımları

Saf Ti ve Ti-6Al-4V

Titanyumun biyomalzeme üretiminde kullanımı 1930'lu yılların sonlarına doğru görölmeye başlanmıştır. Yoğunluğu $4,54 \text{ g/cm}^3$, elektron yoğunluk oranı (suya göre) 3,76 ve atom numarası 20'dir. Titanyumun, biyomalzeme uygulamaları için mekanik ve kimyasal özelliklerinin yanı sıra, hafif oluşu da önemli özelliklerinden biridir. Ayrıca titanyum, yüksek sıcaklıklarda çok reaktif ve oksijen varlığında patlamaya hazır bir elementtir. Bundan dolayı, yüksek sıcaklık uygulamalarında inert bir atmosfere gerek duyulur ya da vakumda eritilir. Oksijenin bulunduğu ortamda, oksijen metal içerisine geçer ve metali kırılganlaştırır (Gümüşderelioğlu, 2002). Çizelge 2.2'de Ti ve alaşımlarının diğer metalik biyomalzemelere göre daha hafif olduğu ve diğer özellikleri görölmemektedir.

Çizelge 2.2. Bazı metalik implantların yoğunlukları

Alaşımlar	Yoğunluk (g/cm ³)
Ti ve Alaşımları	4,5
316 Paslanmaz Çelik	7,9
Co-Cr-Mo	8,3
Co-Ni-Cr-Mo	9,2
Ni-Ti	6,7

Titanyumun, nontoksik yapısı, antimanyetik özelliği, hafif olması, mekanik özelliklerinin iyi oluşu, kimyasallardan ve asitlerden etkilenmemesi, rahatlıkla küçük boyutlu numunelerin üretilmesi, yüksek doku-dostu özelliğine sahip olması sonucunda dokuda alerjik reaksiyon oluşturmaması, tuzlu sudan etkilenmemesi, renk değiştirmemesi, korozyona karşı dirençli olması, elastiklik katsayısının kemiğine çok yakın olması ortopedik uygulamalarda biyomalzeme olarak kullanılmasını sağlamaktadır. 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 vs.), el aletleri ve hatta golf sopasına kadar pek çok kullanım alanına sahiptir (Çatlı, 2012; Gür ve Taşkın, 2004).

Ti-Ni Alaşımları

Bu alaşımlar, ısıtıldıklarında ilk şekillerine dönebilme yeteneğine sahiptirler. Bu özellik ‘şekil hafıza etkisi’ olarak adlandırılır. Şekil hafıza etkisinin gerekli olduğu bazı biyomalzeme uygulamaları; diş köprüleri, kafatası içerisindeki damar bağlantıları, yapay kalp için kaslar ve ortopedik protezler olarak sıralanabilir (Gümüşderelioğlu, 2002).

Ti-Ni alaşımları, içerilerinde oluşturulan gözenekli yapı ile insan vücudu arasındaki güçlü biyoyumdan dolayı biyomedikal uygulamalarda önemli bir uygulama alanına sahip olmuştur. Ti-Ni alaşımı insan vücudunda yapay olarak, sert dokuların cerrahi aşılamlarında kullanılır (Niinomi, 2002).

2.8.2. Silikon

Silisyum, ametal karakterli kimyasal bir elementtir ve yer kabuğunun % 27,6'sı gibi büyük bir kısmını meydana getirir. Yeryüzünde oksijenden sonra ikinci en çok bulunan elementtir. Doğada serbest olarak bulunmaz fakat hemen hemen bütün kayalarda, kum, kil ve topraklarda ya silis (SiO_2) halinde ya da 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 bileşiklere silikon adı verilir (Hoca, 2007).

Silikon tıpta uzun yıllardır giderek artan bir şekilde uygulama alanı bulmuştur. Cerrahinin pek çok dalında silikon değişik formlarda kullanılmaktadır; rekonstrüktif ve estetik cerrahi kadar kalp pilleri, penil implantasyonlar, intraoküler lensler bunlar arasında sayılabilir (Hoca, 2007).

Silikon protez endüstrisinde ihtiyaca göre birçok protez üretilmiştir. Bunlar doktor ve hastanın talebine göre vücudun çeşitli bölgelerinde farklı amaçlar için kullanılırlar. Silikon, meme ve yüz implantasyonunda; deri ve dokudaki kusur ve noksanlıkların giderilmesinde; göğüs duvarı anormalliklerini gidermede; keloid, hipertrofik yaraların ve ilgili eritemlerin giderilmesinde; elin fleksör ve ekstensör tendonlarının yeniden yapılandırılmasında; plastik ve rekonstrüktif cerrahi uygulamalarında kemik uzantılarının ve kıkırdak dokunun yerine, kozmetik büyütme, travmaları takip eden yeniden yapılandırılma durumlarında, konjenital bozuklukların düzeltilmesinde ve geliştirilmesinde; kısmi veya tam kulak yapımında; baldır ve testis implantlarında kullanılır (Hoca, 2007).

2.8.3. Polietilen ve PMMA (Poli metil metakrilat)

Polietilen, çok çeşitli ürünlerde kullanılan bir termoplastiktir. Etilen polimerleştirilerek hazırlanan polimer ailesine polietilen denmektedir. Biyopolimerler, monomerlerin birbirine eklenmesiyle oluşan uzun zincirli büyük molekül ağırlıklı bileşiklerdir ve biyomalzeme olarak geniş bir kullanım alanına sahiptirler. 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 (Çatlı, 2012).

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 kullanılır. Politetrafloroetilen ise ısısal ve kimyasal açıdan kararlı olması ve kaygan olması nedeniyle damar protezlerinde kullanılır. Polivinilklorür (PVC), kan nakli ve diyalizde; polidimetilsiloksan, drenaj borularında, kateterlerde, bazı damar protezlerinde ve yüksek oksijen geçirgenliği sayesinde solunum cihazlarında kullanılmaktadır (Hurdacı, 2015).

2.8.4. Biyoseramikler

Milyonlarca yıl öncesinde ateşin bulunmasıyla, kilin seramik çanak çömleğe dönüştürülmesi, insan topluluklarının göçebe avcılıktan tarımsal yerleşik hayata geçişinde büyük rol oynamıştır. Seramiklerin insan yaşamını etkilediği bir diğer önemli olay ise, vücudun zarar gören veya işlevini yitiren uzuvlarının tamiri, yeniden yapılandırılması ya da yerini alması için özel tasarımı seramiklerin geliştirilmesi ve kullanılmasıdır. Bu amaçla kullanılan seramikler, biyoseramikler olarak adlandırılır (Gümüşderelioğlu, 2002).

Biyoseramik malzemeler, biyouyumluluklarının 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 tıpta yaygın olarak kullanılır. Biyoseramikler, polikristalin yapıları olup mikroorganizmalara, sıcaklığa, çözücülere ve pH değişimlerine karşı direnç göstermektedir. Biyouyumlu seramik malzemelere örnek olarak; alümina, hidroksiapatit (HA) ve biyoaktif cam verilebilir (Gümüşderelioğlu, 2002).

Alümina; yüksek yoğunluk, yüksek dayanım, iyi bir korozyon dayanımı ve iyi bir biyouyumluluk özelliğinden dolayı kalça protezlerinde, diş implantlarında ve ortopedik uygulamalarda geniş bir kullanıma sahiptir. Alümina ve hidroksiapatit, kemik dokusunun inorganik yapısında olup, kalsiyum fosfat esaslı bir seramiktir. Yapay kemik olarak çeşitli protezlerin yapımında, çatlak ve kırık kemiklerin onarımında ve metalik biyomalzemelerin kaplanması 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 (Gümüşderelioğlu, 2002)

2.8.5. Biyouyum

Biyouyumluluk, uygulama sırasında malzemenin vücut sistemine uygun cevap verebilme yeteneğidir ve bir biyomalzemenin en önemli özelliğidir. Biyouyumlu, yani 'vücutla uyuşabilir' bir biyomalzeme, kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma, pıhtı oluşumu vb.) meydana getirmeyen malzemedir (Gümüşderelioğlu, 2002).

Biyouyumluluk vücudun biyomalzemeyi kabul edebilirliğidir. Bu yüzden hem biyomalzeme, hem biyomalzemenin takıldığı vücut ortamı incelenmelidir. Seramikler, metaller, polimerler ve kompozit malzemeler biyomalzeme olarak kullanılabilir. 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 (Mantovani, 2000).

Biyomalzemeler, insan vücudunun çok değişken koşullara sahip ortamlarında kullanılırlar. Örneğin 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 gerilime maruz kalır. Bir kalça eklemiindeki ortalama yük, vücut ağırlığının 3 katına kadar çıkabilir, sıçrama gibi faaliyetler sırasında ise bu değer vücut ağırlığının 10 katı kadar olabilir. Vücudumuzdaki bu gerilimler ayakta durma, oturma ve koşma gibi faaliyetler sırasında sürekli tekrarlanır. Biyomalzemelerin tüm bu zor koşullara dayanıklı olması gerekir. Geçmişte gerek tahta, kauçuk gibi doğal malzemelerin, gerekse altın, cam gibi yapay malzemelerin biyomalzeme olarak kullanımı deneme yanılma yoluyla yapılmaktaydı. Vücudun bu malzemelere verdiği cevaplar son derece farklıydı. Belirli koşullar altında, bazı malzemeler vücut tarafından kabul görürken, aynı malzemeler, koşullar değiştiğinde vücut tarafından reddedilebilmekteydi. Son 30 yıl içinde biyomalzeme/doku etkileşimlerinin anlaşılması konusunda önemli bilgiler elde edilmiştir

(Gümüşderelioğlu, 2002). Çizelge 2.3’de insan vücudunun farklı bölgelerinde implant olarak hangi malzemelerin kullanıldığı görülmektedir.

Çizelge 2.3. İnsan vücudunda implant olarak kullanılan doğal ve sentetik malzemeler

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
İskelet Sistemi Eklemler Kırık kemik uçlarını tespitite kullanılan ince metal levhalar Kemik dolgu maddesi Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisi Yapay tendon ve bağlar Dış implantları	Titanyum, Ti-Al-V alaşımları Paslanmaz çelik, Co-Cr alaşımları Poli metil metakrilat (PMMA) Hidroksiapatit Teflon, polietilen teraftalat Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Kalp-damar Sistemi Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları Kataterler	Polietilen teraftalat, teflon, poliüretan Paslanmaz çelik, karbon Silikon kauçuk, teflon, poliüretan
Organlar Yapay kalp	Poliüretan
Duyu Organları İç kulak kanalı Göz içi lensler Kontakt lensler Kornea bandajı	Platin elektrotlar PMMA, silikon kauçuk, hidrojel Silikon-akrilat, hidrojel Kolajen, hidrojel

2.9. İstatistik

İstatistik, olaylar hakkında bilgilerin ve sayısal verilerin toplanması, işlenmesi, tanıtılmasıyla bu bilgilere dayanan yorumlamalar ve analizler yapılmasını sağlayan yöntemler bilimidir (Gavcar, 2005: 1).

Olasılık teorisi, rastgele olaylara egemen olan kanunları matematiksel yöntemlerle inceleyen bir bilimdir. Bir deney aynı koşullar altında birçok kez tekrar edildiğinde sonuçlar belli bir kurala bağlı olmaksızın değişiyorsa bu örneğin belirli bir sonucuna bağımlı olarak gerçekleşen veya gerçekleşmeyen bir olaya rastgele olay denir (Erbaş, 2008: 54).

Pozitif bilimlerde ve uygulamalı bilimlerde bir doğa olayına etki eden ikinci faktörler yani rastgele olarak değişen elemanlar genellikle ihmal edilir. Yalnızca birinci faktör dikkate alınır. Çünkü bunlar deney boyunca kontrol edilebilen değişkenlerdir. Birinci faktör problemin parametrelerini oluşturur. Parametreler, duruma göre değerler alan değişkenlerdir. Fakat rastgele olarak değişmezler. Örneğin yatayla θ açısı yapan bir eğik atışta merminin ilk hızı V_0 ise merminin düştüğü yerin uzaklığı $d = f(\theta, V_0)$ hep aynı kalsa da atış tekrar edildiğinde mermi aynı noktaya düşmeyebilir. Bunun nedeni, olaya etki eden rastgele faktörlerdir. Merminin düştüğü noktaların bir merkez etrafında yayılması, başka bir deyişle merkeze uzaklıkların değişimi rastgeledir (Erbaş, 2008: 55).

Rastgele olaylara etki eden nedenlerin çokluğu ve karmaşıklığı, bunların incelenmesi için özel yöntemleri gerekli kılmıştır. Bu yöntemler olasılık teorisi içinde geliştirilmişlerdir. Pratikte deneyler göstermiştir ki, bir rastgele olayın gerçekleşmesi ya da gerçekleşmemesi pek çok sayıda gözlemlendiğinde, az çok bir kararlılık gösterir (Erbaş, 2008: 55, 56).

Tüm laboratuvar ölçümleri belirsizlik ve hata kaynakları içerirler. Bunlardan bazıları ölçme sisteminden kaynaklanır (milimetre ölçeğinde işaretlenmiş bir çubuk metrede milimetrenin kesirlerini kestirmeye çalışmak gibi). Diğerleri radyoaktif bozunumun kendisinden kaynaklanır, çünkü radyoaktif bozunumun kendisi istatistiksel değişim işlemidir ve oluşumu tamamen rastgeledir. Eğer gelişigüzel değişen, yani istatistiksel bir olayın tek bir ölçümünü yapmak istediğimizde şu iki soruya cevap verebilirsek bu ölçmenin sonucu bizim için yararlı olur: (1) Bir ölçüm, bundan sonraki ölçümleri ne kadar doğrulukla kestirir? (2) Tek bir ölçümün sonucu “gerçek” değere ne kadar yakındır? Bu soruları cevaplamak için çeşitli, olanaklı sonuçların istatistik olarak nasıl dağıldığını bilmemiz gerekir (Krane, 2011: 217).

Nükleer süreçlerin çoğu gelişigüze, yani istatistiksel bir doğaya sahiptir. Belli bir radyoaktif materyalin dönüşümü olasılık yasalarına uyar ve her bir atom aynı zaman aralıklarında aynı dönüşüm olasılığına sahiptir. İstatistik bilimi, radyoaktif bozunma olayında aşağıdaki işlemler için kullanılır:

- Radyoaktiflik ölçümünde belirsizliğin bulunması;
- özellikle bir örnekte ölçülen aktiflik seviyesinin taban sayıya yakın olması durumunda, örneğin gerçekten radyoaktif olup olmadığının belirlenmesi;
- sayma sisteminin, deneysel olarak elde edilen örnek sayımlarının istatistiksel olarak önerilen değişikliklerle kıyaslanacak özellikte olup olmadığının kontrol edilmesi.

Bunlar deneysel işlemlerle belirlenir, ancak böyle uygulamaların radyoaktif atomların rastgele davranışlarından kaynaklandığını göz önüne alarak temel istatistiksel prensiplere odaklanmak önemlidir. Bu istatistiksel prensipler, kullanılan model ve olayların istatistiksel temelini anlaşılmalarını sağlayan oldukça basit uygulamalara dayanak olur (Martin, 2013: 591).

Kararlı bir sayma sistemiyle belli geometrideki radyasyon kaynağının ardışık ölçümleri yapılırsa, radyoaktif dönüşümün rastgele doğasından dolayı aynı sayımların elde edilmediği görülür. Bu yüzden radyoaktif örneği bir veya birkaç kez tekrarlarla saymak genelde uygun değildir. Amaç mümkün olduğunca numunenin gerçek bozunma hızına veya aktivitesine yakın değere ulaşmaktır. Sonsuz sayıda ölçüm yapılmadıkça doğru değer tam olarak belirlenemeyeceği bir gerçektir. Ancak, radyoaktif bozunumların gelişigüzel doğasından dolayı istatistiksel modeller kullanarak ölçümleri ve güvenilirliklerini belirlemek mümkündür. Bu amaçla Binom, Poisson ve Gauss (veya normal) dağılımları kullanılır (Martin, 2013: 592, 593).

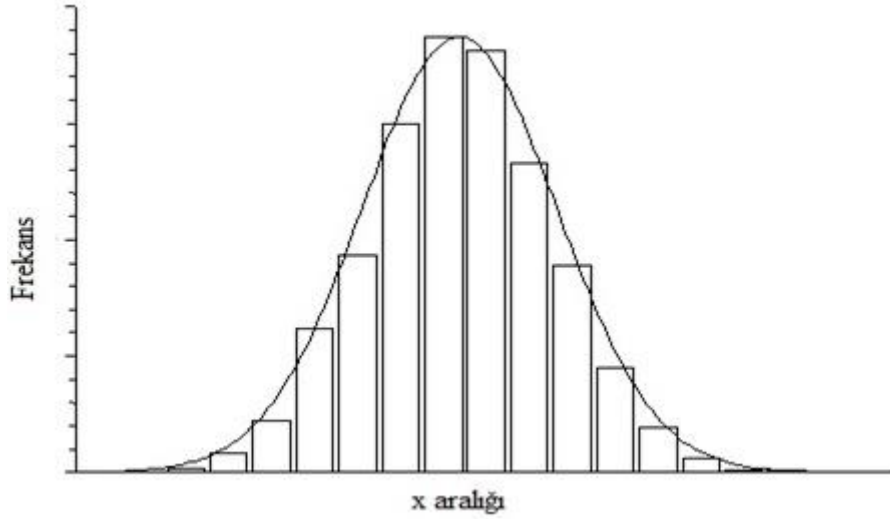
Rastgele olarak değişen olayların sonuçlarının dağılımı normal (Gauss) dağılıma uyar.

Normal dağılım: Radyoaktif bir materyalden çok sayıdaki ölçülmüş sayım, küçük aralıklarla gruplandırılırsa, belli bir sayma aralığının frekansının grafiği Şekil 2.14’de gösterildiği gibi simetriktir. $n \geq 17$ olduğunda böyle bir grafiğin simetrisi, avantajlı bir sonuca ulaşır. Radyoaktif bozunumlar gibi Poisson dağılımına uyan olaylar iki parametreyle tam olarak tanımlanabilen normal dağılımla açıklanabilirler; bu parametreler gerçek ortalama μ ve standart sapma σ ’dır ve tahmini ortalama değer olan $\sqrt{\bar{x}}$ ‘dan türetilirler (Martin, 2013: 595).

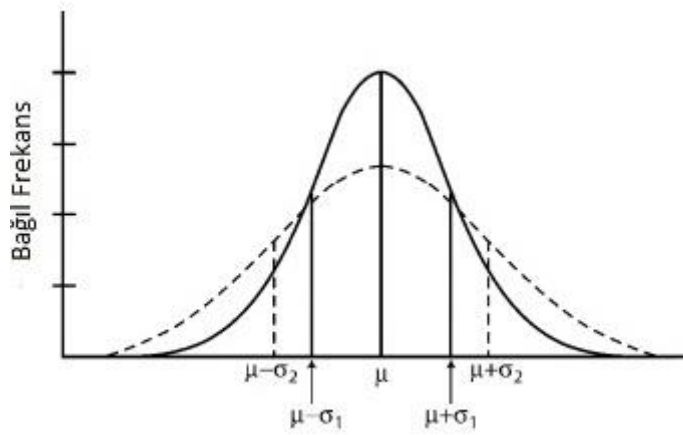
Çok sayıda tekrarlanan ölçümlerdeki değişimler belli bir aralıkta (frekans) gözlenen ölçümlerin sayısının tüm aralığa karşı çizilen histogramı ile tanımlanabilir. Her bir aralık o aralıktaki kesikli olayları gösterir; ancak, sayma aralıkları çok küçük tutulursa, kesikli değerlerin yerini veri noktalarına uyan sürekli bir fonksiyon alabilir. Veri noktalarından geçen fonksiyonun (eğri) eşitliği Gauss (normal) dağılımdır:

$$P_N(n) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\bar{x}}} e^{-(x_i - \bar{x})^2 / 2\bar{x}} \quad (2.21)$$

burada $P_N(n)$, gerçek sayım $\bar{x}$ (ortalama sayım olarak tahmin edilir) olduğu zaman, n sayımının gözlenme olasılığıdır. Normal dağılım, binom ve Poisson dağılımlarına benzer olarak, x 'in tamsayı değerlerinin bir fonksiyonudur; ancak sürekliliği, olasılıklı olayların yorumlanması ve tanımlanmasını kolaylaştırır (Martin, 2013: 595).



Şekil 2.14. Normal eğrinin temel histogramı

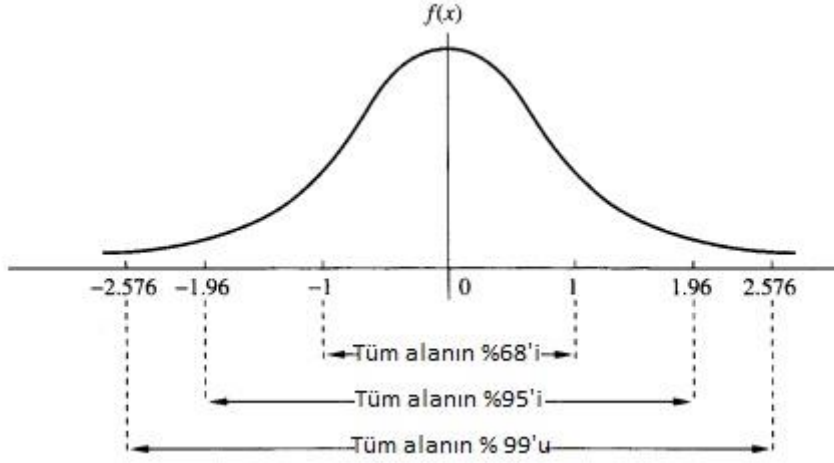


Şekil 2.15. Aynı gerçek ortalamalı, farklı standart sapmalı normal dağılım eğrileri

Şekil 2.15'te aynı gerçek ortalamalı fakat farklı σ değerli iki veri grubu gösterilmektedir. σ her bir gözlem (x_i) değeri arasındaki ayrılma derecesini tanımlar (Martin, 2013: 596).

Normal dağılım fonksiyonunun $+\infty$ ve $-\infty$ aralığındaki integrali toplam alanı verir ve Şekil 2.16'da gösterildiği gibi σ ve μ değeri ne olursa olsun tüm normal dağılım eğrilerinde $\mu - \sigma$

ve $\mu + \sigma$ arasındaki alan, toplam alanın %68,3'üdür. Aralık $\mu \pm 2\sigma$ şeklinde genişletilirse bu değer %95,5; $\mu \pm 3\sigma$ aralığında genişletilirse %99,7 olur (Martin, 2013: 596).



Şekil 2.16. Normal dağılım eğrisi için farklı standart sapma aralığında alan yüzdeleri

Normal eğri, aritmetik ortalama $\bar{x}$ gibi sadece bir parametre verilirse, 17 veya daha fazla olayın veri grubuna fit edilebilir. Bu fit, $\sqrt{\bar{x}}$ ile elde edilen ortalama değerin standart sapmasının belirlenmesiyle gerçekleştirilebilir. 17 veya daha fazla sayıda Poisson dağılımına uyan olaylar için normal dağılımın tüm özellikleri uygulanabilir ve standart sapma ortalama değerin belirlenmesiyle kolayca elde edilir. Ancak, sayımların sayısı çok az olursa (17'den daha az), dağılım artık normal dağılım eğrisine uymaz (Martin, 2013: 597).

Ölçümlerin aritmetik ortalaması $\bar{x}$, kaynağın bozunma hızının en iyi tahmin edilen değeridir;

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (2.22)$$

ile hesaplanır. Burada x_i her bir ölçümün değeridir ve n ölçümlerin sayısıdır (Martin, 2013: 598).

Standart sapma, verilerin ortalamaya göre dağılımlarının derecesidir ve istatistiksel verilerin ortalama değerden sonraki en önemli parametresidir. Ölçüm sayısı artırılırsa, σ aritmetik ortalama değer ve veri grubunda ölçülen her bir x_i değeri kullanılarak hesaplanır:

$$\sigma = \left[\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1} \right]^{1/2} \quad (2.23)$$

burada (n-1) terimi “serbestlik derecesiyle” ilgilidir. x için n tane bağımsız gözlem yapıldığında, $\bar{x}$ 'yi içeren σ 'nın hesabı, n gözlemin verilerinden hesaplanır. Böylece, sadece (n-1) bağımsız veri kalmış olur. Bu durum uygundur, çünkü bir gözlem yapılmışsa $\bar{x} = x$ ve (n-1) sıfır olacağından σ belirsiz olur (Martin, 2013: 598, 599).





3. MATERYAL VE YÖNTEM

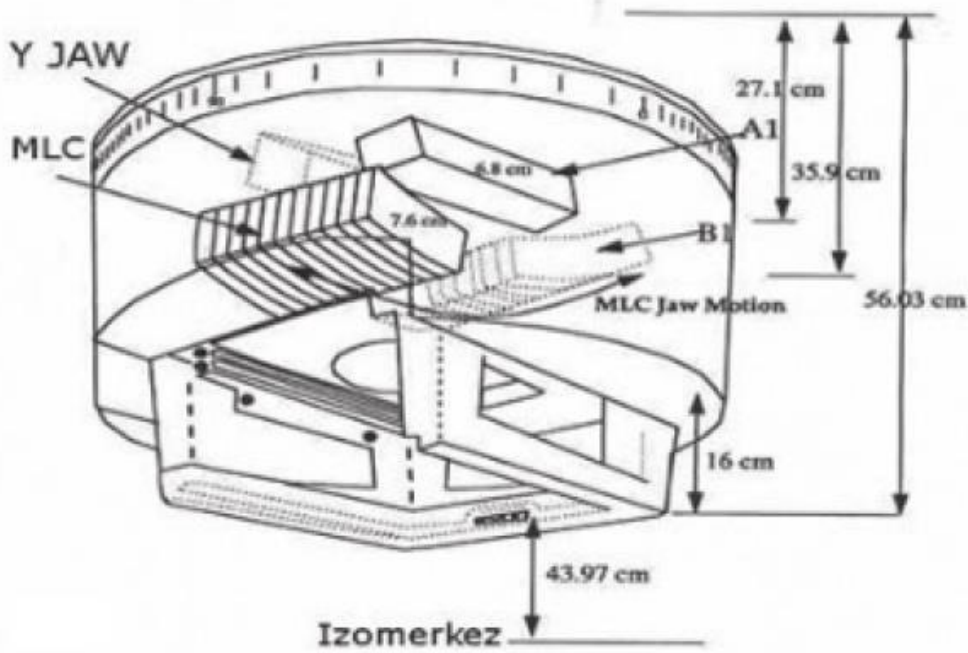
3.1. Lineer Hızlandırıcı

Bu çalışmada, Ankara Atatürk Göğüs Hastalıkları ve Göğüs Cerrahi Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ndeki M5395 seri numaralı Oncor Impression model Siemens marka lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. Siemens Oncor Impression lineer hızlandırıcı cihazı 6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri ile 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV, 18 MeV ve 21 MeV enerjili elektron demetleri üretebilme özelliğine sahiptir (Siemens, 2009).



Resim 3.1. Siemens Oncor Impression M5395 cihazı

Siemens Oncor Impression lineer hızlandırıcıların tedavi kafası içerisinde; tungsten hedef, hareketsiz birincil kolimatörler, tungsten, volfram ve alüminyum alaşımı düzleştirici filtre, saçıcı foil, iki monitör iyon odası, Y üst çeneleri ve X alt çeneleri, 41 liften oluşan çok yapraklı kolimatör sistemi ve ışın alanı ile aynı alanı aydınlatmak için kullanılan ışık kaynağı ve ayna sistemi bulunmaktadır (Kahraman, 2010).



Şekil 3.1. Siemens Oncor Impression lineer hızlandırıcı ışınlama başlığı yapısı

Siemens Oncor Impression M5395 cihazının kaynak eş merkez mesafesi (SSD) diğer lineer hızlandırıcılarda olduğu gibi 100cm'dir. Oluşturduğu maksimum alan 40cm × 40cm, minimum alan 2cm × 2cm'dir. Kaynak çapı 0,2cm ve kaynak-kolimatör mesafesi 39,2cm'dir.

3.2. İyon Odası ve Elektrometre

İyon odası, radyasyon enerjisini elektrik sinyaline çeviren bir cihazdır. Bir iyon odası, 100 V ile 1000 V aralığında çalışan iki elektrot arasında kapalı veya açık gaz hacmi içerir. Bu gaz radyasyona maruz kaldığında iyonize olur. İyonize olan gazın iyon çiftleri, elektrik alanın etkisiyle zıt yönde hareket eder ve detektörün katodu ile anodunda toplanır. Katoda ve anoda ulaşan iyonlar sinyal ve akım oluşmasına neden olur. Oluşan akımın bir elektrik akım ölçüm cihazı tarafından kaydedilmesi ile radyasyonun oluşturduğu iyonlaşma tespit edilmiş olur. İyon odasının içindeki gaz hacmi kullanım şekline göre 0,01 cm³ ile 10000 cm³ aralığında, topladığı akım 10⁻¹⁴ A ile 10⁻⁷ A aralığında değişmektedir (PTW Freiburg, 2006).

Alınan ölçümlerde PTW marka, 34045 tipi geliştirilmiş Markus paralel düzlem iyon odası kullanılmıştır. Bu iyon odasının sabit elektrot mesafesi ve yan duvar toplayıcı mesafesi sırasıyla 1 mm ve 2 mm'dir. Elektronların enerji aralığı 2 MeV- 45 MeV'dir. İnce giriş

penceresine sahip olmaları yüzey dozu ölçümlerine kolaylık sağlamaktadır (PTW Freiburg, 2005). Markus paralel düzlem iyon odasının teknik özellikleri Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Elektrometre, X-ışını ve elektron demetleri ile iyon odasında oluşan toplam yükü, doz ve doz hızı ölçümüne dönüştürür. Gy, Sv, R, Gy/dk, Sv/dk ve R/dk gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapar. İyon odaları ile birlikte kalibre edilirler (PTW Freiburg, 2015). Bu çalışmada PTW Unidos marka T10008 model elektrometre kullanılmıştır.

Çizelge 3.1. PTW Markus paralel düzlem iyon odası özellikleri (34045 Tip)

Kullanım (Uygulama)	X-Işınları (6-18) MeV	
Ölçüm Niteliği	Su için soğurulan doz ve doz oranı	
Hacim Ölçme	0,02 cm ³	
Oda Voltajı	(50...300) V – Normal 300 V	
Tepki (Geri Bildirim)	6,7 × 10 ⁻¹⁰ C / Gy	
Kaçak Akım	± 4 × 10 ⁻¹⁵ A	
Çeper (Duvar) Malzemesi	Polietilen (CH ₂)	
Çeper Kalınlığı	0,03 mm	
Sürekli Radyasyonda Maksimum Doz Oranı	% 99 doyum: 150 V 90 Gy/s 300 V 380 Gy/s 400 V 650 Gy/s	% 99,5 doyum: 150 V 50 Gy/s 300 V 200 Gy/s 400 V 350 Gy/s
Maksimum Doz / Radyasyon Sinyali	% 99 doyum: 150 V 2,7 mGy 300 V 5,5 mGy 400 V 7,5 mGy	% 99,5 doyum: 150 V 1,4 mGy 300 V 3 mGy 400 V 4 mGy
İstenen Ortam Koşulları		
Sıcaklık	(10 ... 40) °C	
Hava Basıncı	(700 ... 1060) hPa	

3.3. Katı Fantom (RW3)

Katı su fantomu yüksek enerjili fotonların ve elektronların dozimetrisi için geliştirilmiş su eşdeğeri dozimetri fantomudur. Bu çalışmada kullanılan katı su fantomu %2 (± %4) oranında TiO₂ içeren polistiren (C₈H₈) malzemeden yapılmış olup, yoğunluğu 1,045 g/cm³’dür. Suyun elektron yoğunluğundan 1,012 kat yüksek elektron yoğunluğuna sahiptir. Ortalama Z/A değeri 0,536’dır (PTW Freiburg, 2007). Ölçümlerde kullanılan katı su fantomu 5 mm ve 10 mm kalınlıklarında 30 cm × 30 cm boyutundadır.

3.4. Biyomalzemeler

Ankara Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi bünyesinde bulunan Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'ne yapılan ziyaret sonunda insan vücudunda göğüs bölgesinde hangi biyomalzemelerin kullanıldığı araştırılmıştır. Bu araştırmaların sonucunda hastaların toraks bölgesinde titanyum ve çelikten yapılmış biyomalzemelerin kullanıldığı belirlenmiştir.

Bu çalışmada kullanılan 30 cm × 30 cm boyutlarında ve 0,5 cm kalınlığında 316L paslanmaz çelik ve 20 cm × 20 cm boyutlarında ve 0,5 cm kalınlığında Ti-6Al-4V alaşımı biyomalzeme Prof.Dr. A. Güneş TANIR ve Dr. Serap Çatlı tarafından temin edilmiştir ve kullanılan bu biyomalzemelerin resimleri aşağıda görülmektedir (Resim 3.2, Resim 3.3).



Resim 3.2. 316L Paslanmaz çelik plaka



Resim 3.3. Ti-6Al-4V alaşımı plaka

Bu çalışmada kullanılan malzemelerin bazı özellikleri Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2. 316L paslanmaz çelik ve Ti-6Al-4V alaşımının özellikleri

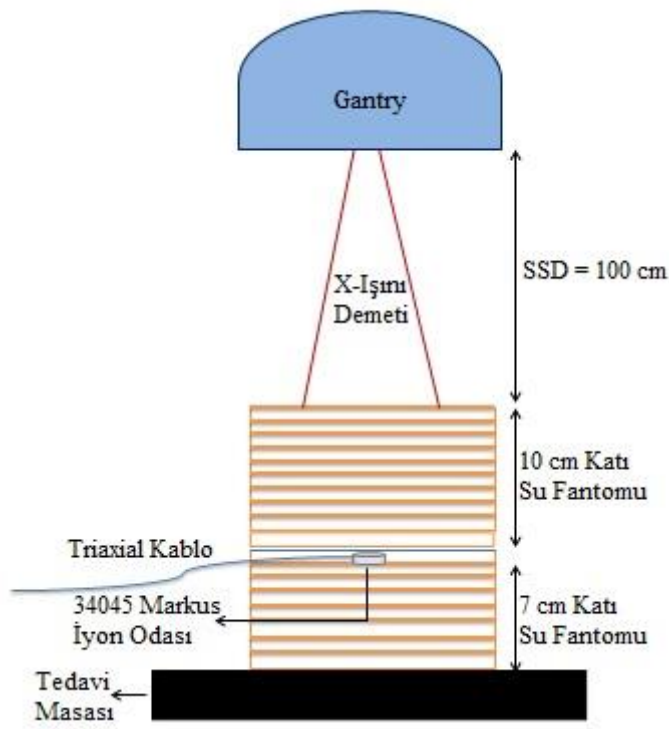
Malzemeler	Yoğunluk (g/cm ³)	Suya göre elektron yoğunluğu	Etkin atom numarası
Ti-6Al-4V	4,5	3,76	20
316L Paslanmaz Çelik	7,9	6,63	26,7

3.5. Yöntem

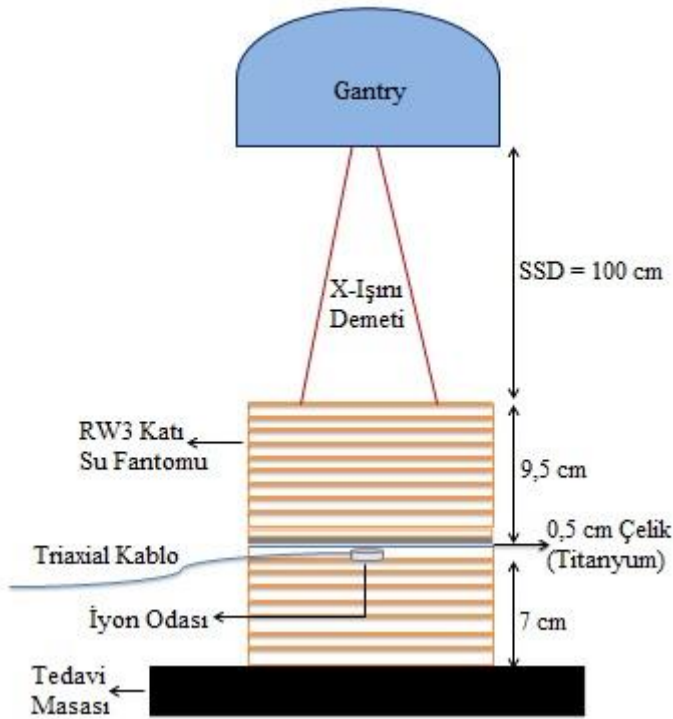
Bu çalışmada Siemens marka M5395 Oncor Impression model lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV ve 18 MV’lik enerjili X-ışınları için PTW marka 34045 model paralel yüzey iyon odası kullanılarak 10 cm katı fantom derinliğindeki doz değerleri açık alanda (Gantry 0°) incelenmiştir.

Çalışma-1

Ortalama 20,3 °C sıcaklık ve 899,6 milibar basınç altında, gantry (ışınlama başlığı) ve kolimatör açılarının 0°, alan ölçülerinin 10 cm × 10 cm ve kaynak cilt mesafesinin (SSD) 100 cm olduğu durumda ölçümler alınmıştır. Paralel yüzey iyon odası, vücuttaki saçılmaya benzer bir saçılma sağlamak için 7 cm’lik katı su fantomu üzerinde ve 1 cm’lik katı su fantomu içine ışına duyarlı penceresi ışın demetine bakacak şekilde yerleştirilmiştir. Daha sonra iyon odasının bulunduğu katı su fantomunun üzerine 10 cm yüksekliğinde katı su fantomu yerleştirilmiştir (Şekil 3.2). Bu konumun merkezi sıfır noktası olarak kabul edilmiştir ve tedavi masası longitudinal ekseninde (uzunlamasına) ilk olarak gantry’e doğru, her 1 cm’de durdurulup ölçüm alınacak şekilde 10 cm, daha sonra ters yöne doğru aynı şekilde 10 cm kaydırılmıştır. Bu şekilde, toplam 20 cm’lik mesafede, 21 noktada (sıfır noktası ile birlikte) 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınları için ışınlama yapılmıştır ve ölçülen doz değerleri kaydedilmiştir. Daha sonra bu düzenekteki 10 cm’lik katı su fantomu kaldırılarak yerine 0,5 cm kalınlığında 316L paslanmaz çelik plaka ve üzerine 9,5 cm kalınlığında katı su fantomu yerleştirilmiştir (Şekil 3.3) ve aynı işlemler bu düzenek için de uygulanmıştır. Son olarak çelik plaka için oluşturulan düzenek, Ti-6Al-4V alaşımı plaka için de oluşturulup aynı işlemler uygulanmıştır (Şekil 3.3). Burada, tek bir noktada alınan ölçümün süresi yaklaşık 2 dakikadır. Bunun sonucunda, tek bir malzeme için alınan bir ölçüm serisi ortalama 42 dakika sürmüştür.



Şekil 3.2. Katı su fantomu için ölçüm düzeneği



Şekil 3.3. Titanyum alaşımı veya paslanmaz çelik plaka için ölçüm düzeneği

Normal dağılıma göre radyasyon yayan bir materyal üzerinde yapılan ölçüm, en az 17 kere tekrar edildiğinde istatistiksel olarak geçerli olur. Bu yüzden üç farklı durum için alınan ölçümler 17'şer kez tekrarlanmıştır. Bir malzeme için toplam 357 nokta alınmış ve tüm malzemeler için toplam deney süresi yaklaşık 36 saattir.

Çalışma-2

Bu çalışmalara ek olarak, katı fantom, paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerde derinliğe bağlı doz değişimlerini incelemek için ikinci bir çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada 22,4 °C sıcaklık ve 899,6 milibar basınçta; alan boyutları 10 cm × 10 cm ve SSD=100 cm olarak alınmıştır. Çalışmada 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışını demetleri kullanılmıştır. Katı su fantomu için Şekil 3.2'deki, titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeler için Şekil 3.3'deki ölçüm düzenekleri tekrar kurulmuştur. İlk olarak d = 10 cm derinliğinde ölçüm alınmaya başlanmış ve her ölçüm için, 1 cm kalınlığında olan katı fantomlar teker teker kaldırılarak derinlik 1'er cm azaltılmıştır. Bu şekilde 10 cm derinlikten 1 cm'ye kadar, her 1 cm derinlikte ve her malzeme için 3'er adet ölçüm alınmıştır. Böylece, üç malzeme için 10 farklı noktada toplam 90 ölçüm alınmıştır. Toplam 4,5 saat süren bu deneyde, tedavi masası yalnızca dikey ekseninde hareket ettirilmiştir.

Çalışma-3

Çalışma-1 ve Çalışma-2'den elde edilen bulgulardan yüzde derin doz (PDD) ve doz profili (OAR) grafikleri oluşturulmuştur. Bu grafikler oluşturulurken Kaynak-Yüzey Mesafesi SSD=100cm, Kaynak-kolimatör mesafesi fc=39,5cm, kaynak çapı r=0,2cm, alan boyutu 10cm × 10cm alınmıştır. Doz dağılım grafiğinde ara değerleri kestirerek daha doğru bir d_{max} değeri elde etmek için veriler 5. dereceden polinoma fit edilmiştir.

6 MV'nin katı su fantomunda normalize edilmiş doz dağılımı için,

$$D = 0,883 + 0,169d - 0,080d^2 + 0,0293d^3 - 0,0012d^4 + 3,77 \times 10^{-5}d^5 \quad (r=0,9999)$$

$$d=0'da D=0,883 \text{ ve } d_{max}=1,655cm'de D=0,998$$

ve 18 MV için,

$$D = 0,392 + 0,564d - 0,1898d^2 + 0,0293d^3 - 0,0022d^4 + 6,55 \times 10^{-5}d^5 \quad (r=0,9999)$$

$$d=0'da D=0,392 \text{ ve } d_{max}=3,087cm'de D=1,005$$

Burada r korelasyon katsayısıdır. Bulunan $d_{\max}$ değerleri Jordan (1996)'nın verileriyle (6 MV için 1,5cm; 18 MV için 3,2cm) uyumludur.

X-ışını derin doz eğrileri temelde iki bölgeye ayrılır, ilki build-up (yığılma) bölgesi, ikincisi üstel azalım bölgesidir. $d_{\max}$, soğurulan dozun maksimum değerinin derinliği; f , kaynak-yüzey mesafesi (SSD); μ , azalma katsayısı (farklı enerji ve ortam için karakteristiktir); K_S , saçılma bileşeni olmak üzere Yüzde Derin Doz (PDD), d derinliğinin bir fonksiyonu olarak;

$$PDD = 100 \left(\frac{f+d_{\max}}{f+d} \right)^2 e^{-\mu(d-d_{\max})} K_S \quad (3.1)$$

ile tanımlanır. Bu ifade foton demetinin azalmasını, ters kare kanununu, üstel azalmayı ve saçılma bileşenini içerir (Buzdar ve ark., 2009; Hossain ve ark., 2001; Ravishankar ve ark., 1994).

Doz hesaplamaları kullanılan tedavi cihazlarına has olduğundan cihaz parametrelerine de bağlı deneysel formüllere ihtiyaç duyulur. OAR tahmini yapan çeşitli metotlar vardır fakat genellikle bütün bölgeyi bir defada tanımlamada başarılı değillerdir. Fakat Pal ve ark. (2006) Wood-Saxon ifadesine dayanan tanımlama ile OAR dağılımının bütün bölgelerini tek formülle tanımladılar. Uygun bir tedavi planı hem merkezi eksen boyunca hem yüzde derin doz hem de OAR'a ihtiyaç duyar.

$$OAR = \frac{1}{1+e^{w(x-x_0)}} \quad (3.2)$$

$$x_0 = \frac{n}{2} \frac{f+d}{f+d_{\max}} \quad (3.3)$$

Burada n , $d_{\max}$ 'taki alan genişliğidir, x , off-axis mesafesi, w ise SSD, kaynak çapı (r) ve kaynak kolimatör mesafesine (fc) bağlı bir sabittir:

$$w = \frac{1}{r} \left(\frac{f-fc+d}{fc} \right)^k \quad (3.4)$$

k , alan boyutuna ve enerjiye bağlı bir sabittir ve a ve serbest parametreler olmak üzere

$$k = a \ln(n) + b \quad (3.5)$$

ile verilir (Pal ve diğerleri, 2006).

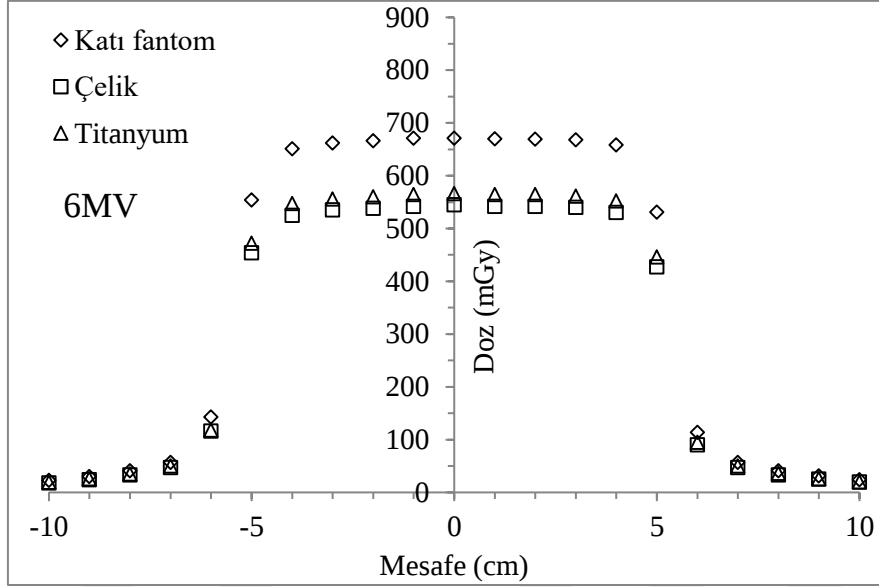
4. DENEYSEL BULGULAR

Çalışma-1

6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınları için, 10 cm × 10 cm alan boyutunda, 0° gantry açısında, SSD = 100 cm ve d = 10 cm derinlikte katı fantom, paslanmaz çelik (5mm) ve titanyum (5mm) alaşımının her biri için iyon odası ile alınan ölçümlerde elde edilen verilerin ortalaması ve standart sapmaları Çizelge 4.1’de, bu verilerin grafiği Şekil 4.1’de verilmiştir. Titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik biyomalzemelerdeki katı fantoma göre doz değişimleri yüzdesi Çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.1. 10 cm derinlikte 6 MV enerjili X-ışınları için merkezden uzaklığa göre alınan ortalama doz ölçümleri ve standart sapmaları

Mesafe (cm)	6 MV					
	Katı Fantom		Paslanmaz Çelik		Titanyum	
	Ölçülen Doz (mGy)	Standart Sapma (mGy)	Ölçülen Doz (mGy)	Standart Sapma (mGy)	Ölçülen Doz (mGy)	Standart Sapma (mGy)
-10	23	3	18	2	19	2
-9	30	4	24	3	26	3
-8	41	4	33	3	35	3
-7	57	4	47	4	50	4
-6	143	33	116	24	118	24
-5	554	21	454	15	472	16
-4	651	3	525	7	547	7
-3	662	4	535	7	556	7
-2	666	3	538	7	560	7
-1	671	3	542	7	564	7
0	671	3	545	7	566	7
1	670	3	542	7	564	7
2	669	3	542	7	564	7
3	668	3	540	7	561	8
4	658	4	530	7	552	8
5	531	28	427	26	446	30
6	114	15	90	13	95	14
7	57	3	47	3	50	3
8	41	3	33	3	36	3
9	31	3	25	2	26	3
10	24	2	20	2	20	2



Şekil 4.1. 6 MV enerjili X-ışınları için doz profili

Çizelge 4.1 ve Şekil 4.1 incelendiğinde 6 MV enerjili X-ışınları için paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı kullanılarak alınan ölçümlerde, katı fantom kullanılarak alınan ölçümlere göre radyasyon dozunda beklenildiği gibi azalma olduğu görülmektedir. Kullanılan malzemeye bağlı olarak bu azalma miktarlarının yüzdesi Çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.1’deki standart sapma değişimleri 10 cm × 10 cm’lik alan boyutu içinde paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı için katı fantoma göre 2 kat artmıştır. Alan boyutu dışında ise standart sapmalar her malzeme için hemen hemen aynıdır. 10 cm × 10 cm boyutlarındaki alanın sınırlarında standart sapmalar diğer noktalara göre her bir malzeme için düzensizleşmiştir.

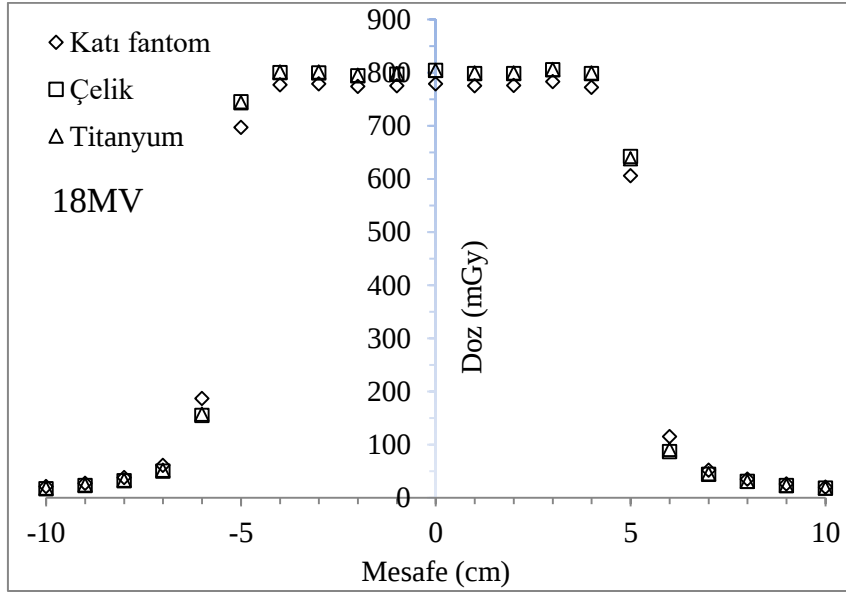
Çizelge 4.2’de 6 MV’lık X-ışınları için, paslanmaz çeliğin katı fantoma göre radyasyon dozunda yaklaşık %19’luk bir azalmaya sebep olduğu görülürken, titanyum alaşımının ise yaklaşık %16’lık bir azalmaya yol açtığı görülmektedir.

Çizelge 4.2. 6 MV enerjili X-ışınları için paslanmaz çelik ve titanyum alaşımında katı fantoma göre doz değişimi yüzdeleri

6 MV		
Mesafe (cm)	Paslanmaz çelik için fantoma göre doz değişimi yüzdesi (%)	Titanyum için fantoma göre doz değişimi yüzdesi (%)
-10	- 21,7	- 17,4
-9	- 20,0	- 13,3
-8	- 19,5	- 14,6
-7	- 17,5	- 12,3
-6	- 18,9	- 17,4
-5	- 18,0	- 14,8
-4	- 19,3	- 15,9
-3	- 19,2	- 16,0
-2	- 19,2	- 15,9
-1	- 19,2	- 15,9
0	- 18,7	- 15,6
1	- 19,1	- 15,8
2	- 19,0	- 15,7
3	- 19,1	- 16,0
4	- 19,4	- 16,1
5	- 19,6	- 16,0
6	- 21,0	- 16,6
7	- 17,5	- 12,3
8	- 19,5	- 12,2
9	- 19,3	- 16,1
10	- 20,0	- 20,0

Çizelge 4.3. 10 cm derinlikte 18 MV enerjili X-ışınları için merkezden uzaklığa göre alınan ortalama doz ölçümleri ve standart sapmaları

Mesafe (cm)	18 MV					
	Katı Fantom		Paslanmaz Çelik		Titanyum	
	Ölçülen Doz (mGy)	Standart Sapma (mGy)	Ölçülen Doz (mGy)	Standart Sapma (mGy)	Ölçülen Doz (mGy)	Standart Sapma (mGy)
-10	21	3	17	2	18	3
-9	27	4	23	3	24	3
-8	38	5	32	4	33	3
-7	61	7	50	5	52	5
-6	187	43	155	39	157	39
-5	697	24	745	13	743	14
-4	777	4	800	4	801	3
-3	779	3	799	5	801	4
-2	774	4	794	5	795	4
-1	775	4	797	5	798	5
0	779	4	804	5	804	4
1	775	4	798	5	799	5
2	776	4	798	5	799	4
3	783	4	805	5	806	5
4	772	4	798	5	799	4
5	606	37	642	46	638	48
6	115	13	87	11	91	12
7	52	3	44	3	45	4
8	35	3	31	3	31	3
9	26	3	23	2	23	3
10	20	3	18	2	18	2



Şekil 4.2. 18 MV enerjili X-ışınları için doz profili

Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4 incelendiğinde ise 18 MV enerjili X-ışınları için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik kullanılarak alınan ölçümlerde, katı fantom kullanılarak alınan ölçümlere göre alan boyutu dışında radyasyon dozunda yine azalma görülürken, alan boyutu içinde olan 10 cm'lik bölgede, 6 MV enerjili X-ışınları kullanılarak alınan ölçümlerdekinden farklı olarak radyasyon dozunda yaklaşık %3 artış görülmektedir. Bu artışın, karakteristik X-ışınlarının ortaya çıkmasından kaynaklandığı düşünülebilir.

Şekil 4.2 ve Çizelge 4.3'ten 18 MV enerjili X-ışınları için alınan ölçümlerde paslanmaz çelik ve titanyum alaşımının radyasyon dozuna hemen hemen aynı şekilde etki ettiği görülmektedir. Bunun sonucunda bu iki malzemenin standart sapma ve doz değişimi yüzdeleri de neredeyse aynıdır.

Çizelge 4.4. 18 MV enerjili X-ışınları için paslanmaz çelik ve titanyum alaşımında katı fantoma göre doz değişimi yüzdeleri

18 MV		
Mesafe (cm)	Paslanmaz çelik için fantoma göre doz değişimi yüzdesi (%)	Titanyum için fantoma göre doz değişimi yüzdesi (%)
-10	- 19,0	- 14,3
-9	- 14,8	- 11,1
-8	- 15,8	- 13,1
-7	- 18,0	- 14,7
-6	- 17,1	- 16,0
-5	+ 6,8	+ 6,6
-4	+ 2,9	+ 3,0
-3	+ 2,5	+ 2,8
-2	+ 2,6	+ 2,7
-1	+ 2,8	+ 2,9
0	+ 3,2	+ 3,2
1	+ 2,9	+ 3,1
2	+ 2,8	+ 2,9
3	+ 2,8	+ 2,9
4	+ 3,3	+ 3,5
5	+ 5,9	+ 5,2
6	- 24,3	- 20,8
7	- 15,3	- 13,4
8	- 11,4	- 11,4
9	- 11,5	- 11,5
10	- 10,0	- 10,0

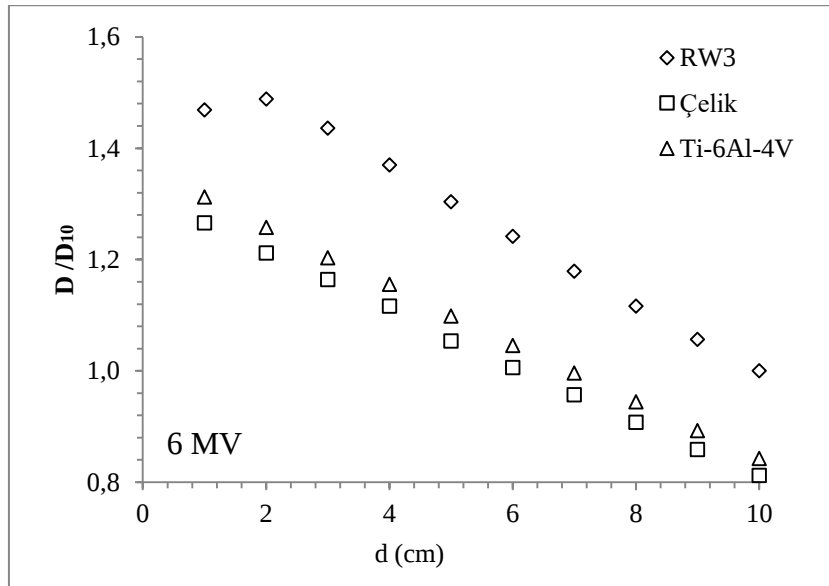
Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6’da 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınları için katı fantom, paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerde derinliğe bağlı doz değerleri verilmiştir. Bu değerlerin grafikleri ise Şekil 4.3 ve Şekil 4.4’te verilmiştir.

Çalışma-2

6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınları için 10cm’lik derinliğe kadar her 1 cm’deki doz değerlerinin ölçümü katı fantom, çelik ve Ti-alaşımı için 3’er kez alınmıştır. Derinliklere göre ortalama doz değerlerinin değişimi Çizelge 4.5 ve 4.6 ve normalize doz değişimi Şekil 4.3 ve 4.4’te verilmiştir.

Çizelge 4.5. 6 MV enerjili X-ışınları için derinliğe bağlı doz değerleri ve standart sapmaları

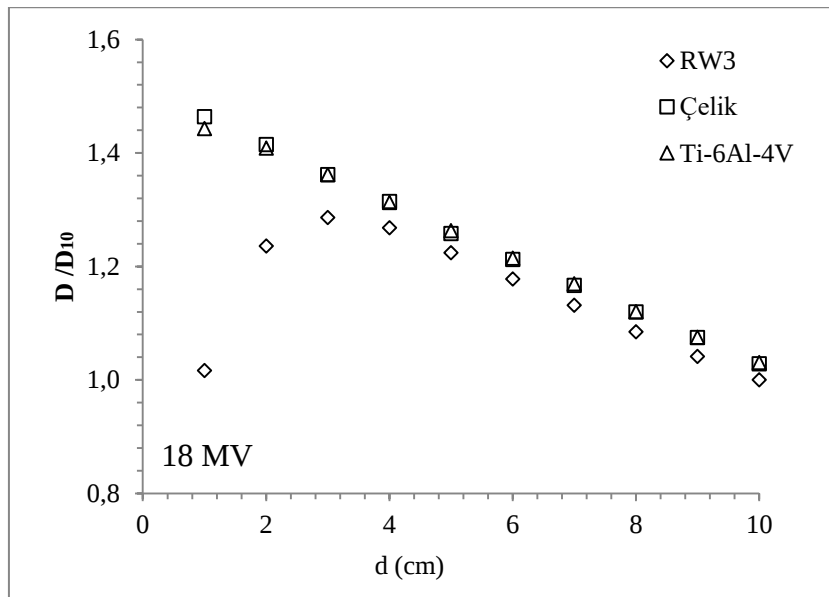
6 MV için Ölçülen Doz (mGy)						
Derinlik (cm)	Katı Fantom		361L Paslanmaz Çelik		Ti-6Al-4V alaşımı	
	D	Σ	D	σ	D	σ
1	984	3,5	848	0,0	879	1,2
2	997	1,2	812	0,0	843	1,2
3	962	2,0	780	2,0	806	0,0
4	918	0,0	748	0,0	774	0,0
5	873	1,2	706	2,0	736	2,0
6	832	0,0	674	0,0	701	1,2
7	790	2,0	641	1,2	667	1,2
8	748	2,0	608	0,0	633	1,2
9	708	0,0	575	1,2	598	0,0
10	670	0,0	544	0,0	565	1,2



Şekil 4.3. 6 MV enerjili X-ışınları için katı fantom (RW3), paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerde dozun derinliğe bağlı değişimi

Çizelge 4.6. 18 MV enerjili X-ışınları için derinliğe bağlı doz değerleri ve standart sapmaları

18 MV için Ölçülen Doz (mGy)						
Derinlik (cm)	Katı Fantom		361L Paslanmaz Çelik		Ti-6Al-4V alaşımı	
	D	σ	D	σ	D	σ
1	793	1,2	1142	0,0	1125	1,2
2	964	0,0	1103	1,2	1099	1,2
3	1003	2,3	1062	0,0	1062	0,0
4	989	1,2	1025	1,2	1024	0,0
5	955	1,2	981	1,2	985	1,2
6	919	1,2	945	1,2	947	1,2
7	883	1,2	910	0,0	912	0,0
8	846	2,0	873	1,2	874	0,0
9	812	2,0	838	0,0	839	1,2
10	780	0,0	802	0,0	804	0,0



Şekil 4.4. 18 MV enerjili X-ışınları için katı fantom (RW3), paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerde dozun derinliğe bağlı değişimi

Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6 incelendiğinde paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerde, beklenildiği gibi derinlik arttıkça radyasyon dozunun azaldığı görülmektedir. Katı fantomda ise 6 MV enerjili X-ışınları kullanılırken 1,655 cm'de ve 18MV enerjili X-ışınları kullanılırken 3,087 cm'de elektronik denge kurulduğu gözlenmiştir. Bu değerler BJR-25 ile uyumlu değerlerdir (sırasıyla 1,5 ve 3cm). 2 cm ve 3 cm noktaları hariç diğer tüm noktalarda radyasyon dozu azalmıştır. Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'de bu durum açıkça görülmektedir.

6 MV enerjili X-ışınları kullanılırken paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerin radyasyon dozunu katı fantoma göre azalttığı; ancak bu durumun aksine, 18 MV enerjili X-ışınları kullanıldığında bu malzemelerin radyasyon dozunu katı fantoma göre artırdığı gözlenmiştir.

Çalışma-3

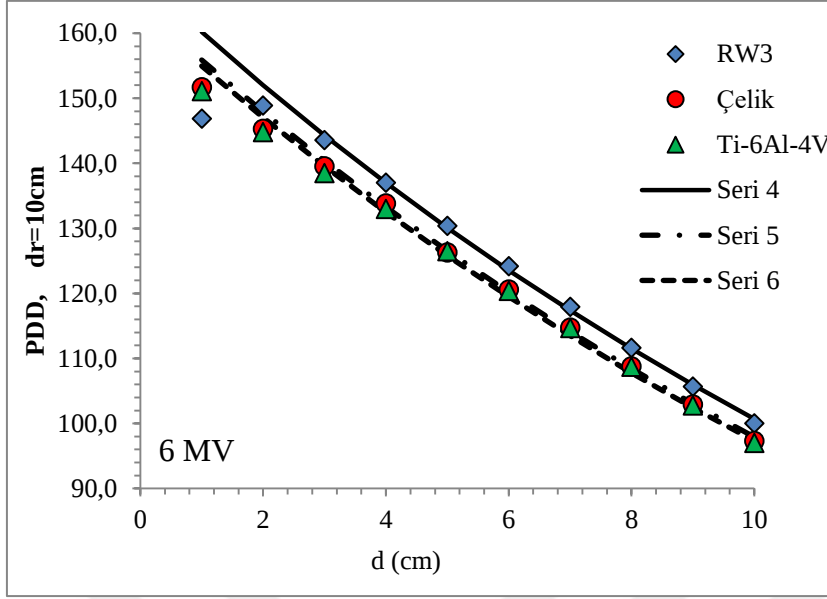
Yüzde derin doz (PDD) olarak tanımlanan soğurulan doz, referans derinlik $d_r=10\text{cm}$ alınarak normalize edilmiş verilere uygulanmıştır. PDD ifadesi Katı fantom (RW3) için

$$PDD = 100 \left(\frac{f+d_r}{f+d} \right)^2 e^{-\mu(d-d_r)} K_S \quad (4.1)$$

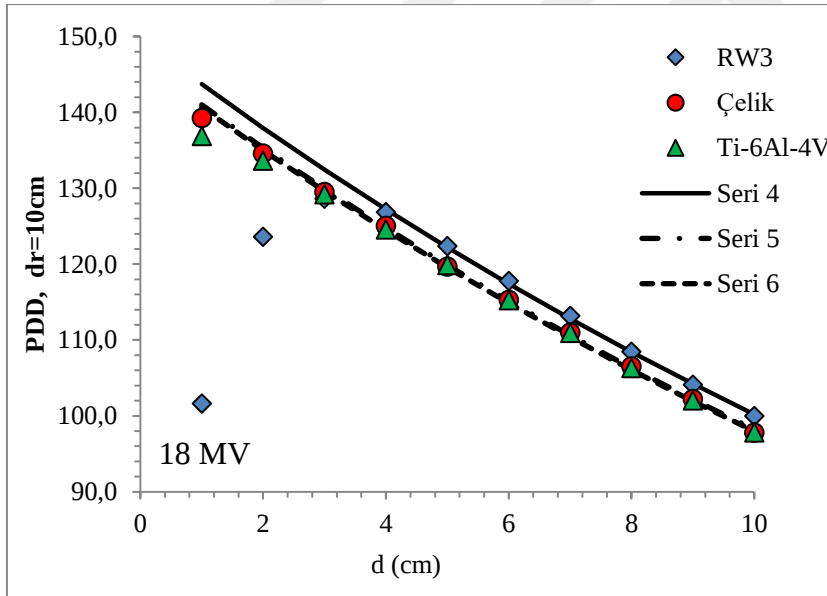
fonksiyonu olarak; çelik ve Ti-alaşım için farklı iki ortam göz önüne alındığından

$$PDD = 100 \left(\frac{f+10}{f+d-0,5} \right)^2 e^{-\mu(d-10-0,5)} K_S e^{-\mu'(0,5)} K'_S \quad (4.2)$$

fonksiyonu olarak ele alınmıştır. En küçük kareler yöntemiyle fonksiyonla deney arasındaki uyumdan saçılma katsayısı K_S ve azalma katsayısı μ elde edilmiştir (Çizelge 4.7). Bu uyum Şekil 4.5 ve 4.6'da 6 MV ve 18 MV için sırasıyla gösterilmiştir. Kullanılan ifadenin elektronik denge kurulduktan sonrasını tanımladığı grafiklerden de görülmektedir. Fit sonucunda elde edilen katsayılar Çizelge 4.7'de verilmiştir.



Şekil 4.5. 6 MV enerjili X-ışınları için katı fantom, çelik ve Ti-alaşımli ortamda normalize deneysel ve fit edilmiş YDD'nin derinliğe göre değişimi

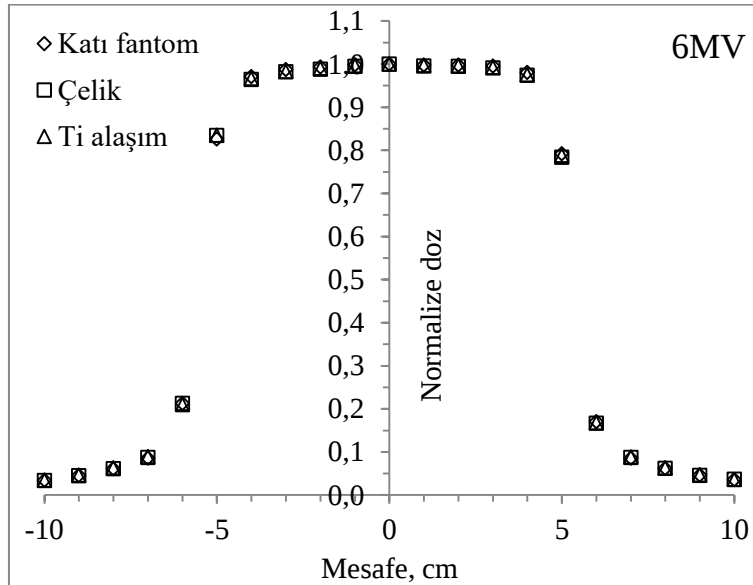


Şekil 4.6. 18 MV enerjili X-ışınları için katı fantom, çelik ve Ti-alaşımli ortamda normalize deneysel ve fit edilmiş YDD'nin derinliğe göre değişimi

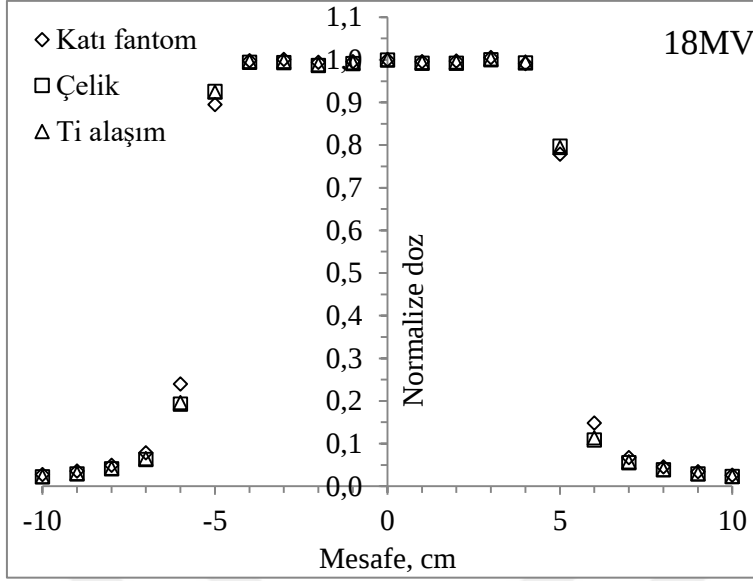
Çizelge 4.7. Farklı ortamlar için 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınlarının azalma katsayıları ve saçılma bileşenleri

	MV	μ (cm ⁻¹)	K _s	r
RW3	6	0.0326	1.007	0.999
	18	0.0211	1.002	0.999
Çelik	6	0.5192	1.229	0.997
	18	0.5029	1.236	0.999
Ti alaşım	6	0.5261	1.226	0.998
	18	0.5062	1.235	0.999

μ değeri suda 6MV X-ışınları için Martin (2013) ve NIST tarafından 0,0277 cm⁻¹ verilmektedir. NIST tarafından suda 18 MV X-ışınları için 0.01854 cm⁻¹ verilmiştir. Bu değer Hossain ve ark. (2001) tarafından 6MV için 0,0467 cm⁻¹ ve 18 MV için 0,0321 cm⁻¹ olarak hesaplanmıştır. NIST-XCOM'a göre paslanmaz çelik için 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınları için μ değeri sırasıyla 0,2447 cm⁻¹ ve 0,2504 cm⁻¹; Ti alaşımı için 0,1238 cm⁻¹ ve 0,1201 cm⁻¹'dir. Bu çalışmada katı fantom için bulunan değerlerle NIST ve literatürde su için verilen değerlerin uyumlu olduğu kabul edilebilir, paslanmaz çelik için yaklaşık 2 kat fark varken, Ti-alaşımı için yaklaşık 4 kat fark vardır. Bu durumun NIST'de verilen sonuçların mono enerjik fotonlar için geçerli olduğu, fakat bizim çalışmamızda çok enerjili fotonların kullanılmasından kaynaklanmış olabileceği söylenebilir. Yani çok enerjili fotonların kullanıldığı durumda süreci yönetmek biraz daha zorlaşmaktadır.

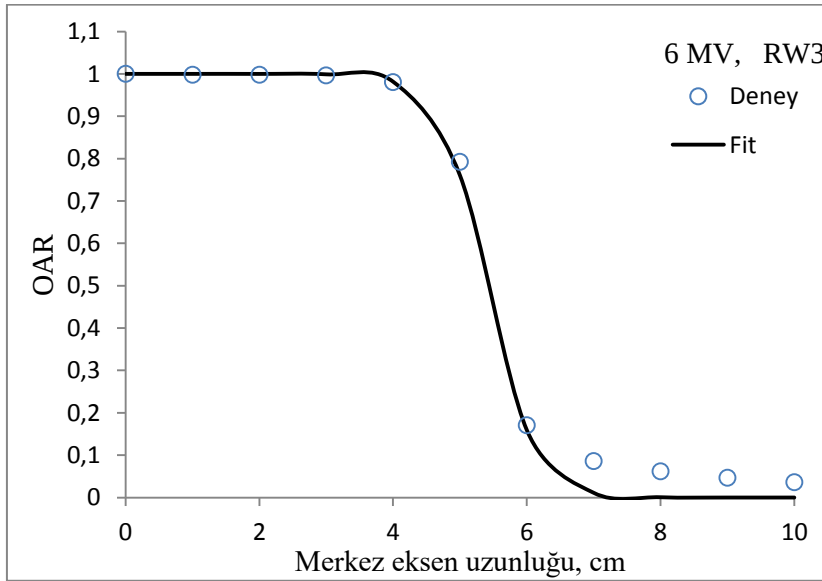


Şekil 4.7. Katı fantom, paslanmaz çelik ve Titanyum alaşım ortamda 6 MV enerjili X-ışınları için normalize doz profili



Şekil 4.8. Katı fantom, paslanmaz çelik ve Titanyum alaşım ortamda 18 MV enerjili X-ışınları için normalize doz profili

Eşitlik (2.25) ve kullanılan hızlandırıcı sistemini tanımlayan parametrelerin $f=100$, $f_c=39,2$, $d=10$, $S=0,2$, $n=10$, 6 MV için $d_{\max}=1,655$ ve 18 MV için $d_{\max}=3,087$ değerleri göz önüne alındığında, Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de yer alan doz profilleri (OAR grafikleri) için fit edilen değerlerin sonucu Çizelge 4.8'de verilmiştir. Şekil 4.9'da da bir örnek sunulmuştur.



Şekil 4.9. Katı fantom için 6 MV'de elde edilen deneysel doz profili ve fit karşılaştırması

Çizelge 4.8. Farklı ortamlar için 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınlarının doz profillerini tanımlayan parametre değerleri

	MV	k	W	r
RW3	6	-0,9631	2.824	0.997
	18	-0,8305	3.055	0.998
Çelik	6	-0,9914	2.777	0.997
	18	-0.5456	3.617	0.998
Ti alaşım	6	-0,9839	2.789	0.997
	18	-0,5896	3.524	0.998

Pal ve diğerleri (2006) sıvı su için yaptığı çalışmada 6 MV ve 18 MV için sırasıyla w değerlerini 2,45 ve 2,19 olarak bulmuşlardır. Bu çalışmada katı su fantomu için bulunan sonuçlarla uyum içinde olduğu söylenebilir. Aradaki yaklaşık %18-20'lik farkın sıvı fantom ve katı fantomun kimyasal yapılarının farklılığından kaynaklandığı düşünülebilir. Paslanmaz çelik ve Ti-alaşımı için literatürle karşılaştırma yapılabilecek bir veri bulunamamıştır.



5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapinin başarılı bir şekilde uygulanması, radyasyon dozu soğurulmasının kanserli hücrelerde maksimum, sağlıklı hücrelerde ise minimum olmasına bağlıdır. Bu yüzden radyoterapide doz dağılımını belirlemek çok önemlidir.

Biyomalzemeler, vücut içinde canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler olup, bu malzemeleri kullanan hastaların radyoterapisinde doz dağılımını etkileyebilirler. Özellikle metalik biyomalzemeler, yoğun ve yüksek atom numaralı olduklarından, bu biyomalzemeleri kullanan hastaların radyoterapisinde, radyasyon dozunda saçılma meydana getirerek doz dağılımını etkiler. Bu hastaların başarılı bir şekilde radyoterapi alabilmeleri için, bu biyomalzemelerin hastanın alması gerek radyasyon dozunu hangi şartlarda, nasıl etkilediğini araştırmak ve bu etkileri belirlemek son derece önemlidir.

İlk çalışmanın sonuçlarına bakıldığında çelik ve titanyum malzemelerin, hastaya verilen radyasyon dozunda önemli değişiklikler meydana getirdiği sonucuna varılmıştır. 6 MV enerjili X-ışınları kullanıldığında paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerin hemen arkasında oluşan radyasyon dozunda yaklaşık %20'lik bir azalma gözlenirken, standart sapmada yaklaşık 2 kat artış gözlenmiştir. 18 MV enerjili X-ışınları kullanıldığında ise bu malzemelerin hemen arkasında oluşan radyasyon dozunda %3'lük bir artış gözlenmiştir ve standart sapmada bir farklılık gözlenmemiştir. Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.4 incelendiğinde enerji arttıkça geri saçılmanın azaldığı görülmüştür.

İkinci çalışmanın sonuçları incelendiğinde beklenildiği gibi derinlik arttıkça radyasyon dozunun azaldığı görülmüştür. Derinlikle veya ortamla standart sapma arasında düzenli bir ilişki gözlenmemiştir. 6 MV enerjili X-ışınları kullanıldığında paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerin derinlikten bağımsız olarak dozda yaklaşık %23'lük bir azalma meydana getirdiği görülmüştür. 18 MV enerjili X-ışınları kullanıldığında ise bu malzemeler dozda derinliğe bağlı olarak yaklaşık % 5-30 arasında bir artışa neden olmuştur. Bu sonuçlar çalışma-1 ile uyumludur. Bu sonuçlarda özellikle yüksek enerjilerde doku eşdeğeri dışındaki ortamların vücut içindeki konumlarının önemli olduğu ve tedavi planlamalarında biyomalzemelerin konumunun göz önüne alınması gerektiği söylenebilir.

Çatlı çalışmasında (2012), metalik biyomalzemelerin dozda önemli değişiklikler meydana getirdiği sonucuna varmıştır. Bu malzemelerin yoğunluğu ve Z'si arttıkça dozdaki

değişikliğin de arttığını; derinlik arttıkça da dozda azalma olduğunu belirtmiştir. Bu bakımdan yapılan bu çalışma, Çatlı'nın çalışmasıyla uyumludur.

Çalışma-3'ten katı fantomun azalma katsayısının NIST ve literatürde su için verilen değerlerle uyumlu olduğu kabul edilebilir. Çelik için yaklaşık 2 kat fark varken, Ti-alaşımı için 4 kat fark gözlenmiştir. Çelik ve Ti-alaşımı için NIST homojen ve tek enerjili bir demeti göz önüne almaktadır. Fakat bu çalışmada çok enerjili bir durum söz konusudur. Hata oranı bundan dolayı artmış olabilir. Saçılma parametreleri karşılaştırıldığında ise katı fantoma göre çelik ve Ti-alaşımının yaklaşık %23 daha fazla olduğu görülmüştür. Doz profilinin analizinde w ve x_0 değerleri hızlandırıcı kolimatörlerinin etkisini de bir anlamda ortaya koymaktadır. x_0 -n mesafesi yarı doz kalınlığı olarak düşünülebilir. Wood-Saxon potansiyeli göz önüne alındığında yaklaşık $4,4/w$ değeri kenar kalınlığı kabul edilebilir. Bu bilgilerden yararlanılarak cihaz parametreleri ve tedavi planı sağlıklı hücrelere verilen zararı indirgemedi kullanılabilir.

Tüm bu çalışmaların sonucunda elde edilen verilere göre, paslanmaz çelik veya titanyum alaşımı biyomalzeme kullanan kanser hastalarının radyoterapisinde, bu malzemelerin hastanın alacağı radyasyon dozunu, kullanılan radyasyonun enerjisine göre, değiştirdiği belirlenmiştir. Bu çalışma, radyasyon dozundaki bu değişikliklerin hangi şartlarda, nasıl oluştuğunu bilmek ve tedavi planlamasını bu bilgilere göre yapmak için önemlidir ve paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı biyomalzeme kullanan hastaların radyoterapi tedavi planlamasında medikal fizikçi ve radyasyon onkologlarına katkı sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

- Alagar, A.G.B., Mani, G.K. ve Karunakaran, K. (2016). Percentage depth dose calculation accuracy of model based algorithms in high energy photon small fields through heterogeneous media and comparion with plastic scintillator dosimetry, *Journal of Applied Clinical Medical Physiscs*, 17(1), 132-142.
- Apipunyasopon, L., Srisatit, S., Phaisangittisakul, N. (2012). An investigation of the depth dose in the build up region and surface dose for a 6 MV therapeutic photon beam: monte carlo simulation and measurements, *Journal of Radiation Research*, 1-9.
- Buzdar, S.A., Rao, M.A., Nazir, A. (2009). An analysis of depth dose characteristics of photon in water, *J Ayub Med Coll abbottabad*, 21(4), 41-45.
- Chen Q., Thouas G.A. (2014). Metallic İmplant Biomaterials, *Materials Science and Engineering R*, 87, 1-57.
- Çatlı, S. (2012). *İnsan Vücuduna Yerleştirilen Biyomalzemelerin Radyoterapideki Doz Dağılımına Etkisinin Monte Carlo Yöntemiyle ve Dozimetrik Olarak İncelenmesi*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 5-17.
- Çatlı, S., Tanır, G. (2013). Experimental and Monte Carlo evaluation of Eclipse treatment planning system for effects on dose distribution of the hip prostheses, *Medical Dosimetry*, 38, 332-336.
- Çobanoğlu G. (2011). *Lineer Hızlandırıcıların Özellikleri Ve Radyoterapide Kullanılması*, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, 2.
- Erbaş, S.O. (2008). *Olasılık ve İstatistik* (İkinci Baskı). Ankara: Gazi Kitabevi, 54-56.
- Gavcar, E. (2005). *İstatistik Yöntemler I* (Üçüncü Baskı). Ankara: Gazi Kitabevi, 1.
- Gümüşderelioğlu, M. (2002). Biyomalzemeler, *Bilim ve Teknik*, 2-23.
- Gür A.K., Taşkın M. (2004). Metalik Biyomalzemeler ve Biyouyum, *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları*, 106-113.
- Gürsoy, G. (2013). *Radyoterapide Kullanılan Yüksek Enerjili Foton Işınları İçin Karbon Fiber Masanın Doz Dağılımına Etkisinin Belirlenmesi*, Yüksek Lisans Tezi, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Tokat, 13-33.
- Hoca, S. (2007). *Silikon Protezlerin Radyoterapi Doz Dağılımına Etkisi*, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 2-6.
- Hossaion, M., Xiao, Y., Huq, M.S., (2001). An investigation of a model of percentage depth dose for irregularly shaped fields, *International Journal of Cancer*, 96, 140-145.

İnternet: Güllü O., Onay M. Metalurji ve Malzeme Mühendisliğinin Bilinmeyen Yönü: Biyomalzemeler. *Metalurji*.URL: http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.metalurji.org.tr%2Fhurdaci%2Fsayi_3%2Fhurdaci3_0809.pdf&date=2017-01-17, Son Erişim Tarihi: 17.01.2017.

İnternet: *TAEK*.URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.taek.gov.tr%2Fogrenci%2Fs4.html&date=2017-01-17>, Son Erişim Tarihi: 17.01.2017.

İnternet: NIST. X-Ray Mass Attenuation Coefficient-Water. *NIST*.URL: <http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.nist.gov%2Fpml&date=2017-01-17>, Son Erişim Tarihi: 17.01.2017.

Jonn, B.P., Young, K.K. (2000). Metallic Biomaterials, *Biomedical Engineering Handbook*, 37, 621-641.

Jordan T.J. (1996). Megavoltage x-ray beams: 2-50 MV, *The British Journal of Radiology*, 25, 62-109.

Kahraman, F.Ç. (2010). *Radyoterapide Kullanılan Lineer Hızlandırıcıda Elektron Sanal Kaynak Mesafelerinin ve Foton Kaynak Mesafelerinin Tespiti*, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 8-15.

Khan, F.M. (2003). *The Physics of Radiation Therapy* (Third edition). Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 28-162.

Kılıç, E. (2011). *Radyasyon Onkolojisi*, Yayınlanmamış Ders Notu, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.

Krane, K.S. (2011). *Nükleer Fizik 1. Cilt* (İkinci Baskı). (Çev. Şarer B.). Ankara: Palme Yayıncılık. (Eserin orijinali 1987’de yayımlandı), 217.

Mantovani D. (2000). Shape Memory Alloys: Properties and Biomedical Applications, *Journal of the Minerals*, 36-44.

Martin, J.E. (2013). *Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği*. (Çev. Tanır A.G., Bölükdemir M.H. ve Koç K.). Ankara: Palme Yayıncılık. (Eserin orijinali 2006’da yayımlandı), 32-678.

Narayan R. (2009). *Biomedical Materials*. New York: Springer, 41.

Niinomi M. (2002). Recent Metallic Materials for Biomedical Applications, *Metallurgical And Materials Transactions*, 33(A), 477-486.

Niinomi M. (2008). Metallic Biomaterials, *The Japanese Society for Artificial Organs*, 11, 105-110.

- Pal, S., Ravishankar R. ve Srivastava D.K. (2006). Empirical formula for the prediction of off axis ratios and isodose curves for a treatment planning system, *Journal of Medical Physics*, 31(4), 262-268.
- Podgorsak, E.B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 136, 171-172.
- PTW Freiburg, (2005). *PTW User Manual Advanced Markus Chamber Type 34045*. Germany, 9.
- PTW Freiburg, (2006). *PTW Ionizing Radiation Detectors*. Germany, 18.
- PTW Freiburg, (2007). *PTW Instruction Manual RW3 Slab Phantom*, Germany, 11.
- PTW Freiburg, (2015). *PTW Radiation Medicine QA Solutions*. Germany, 13.
- Ravishankar, R., Sengupta, M., Bandyopadhyay, T., Muthukrishnan G. ve Ghose, A.M. (1994). Semi-empirical depth dose distribution formula for Co-60 gamma rays, *Radiation Physics and Chemistry*, 44(1/2), 19-24.
- Siemens, (2009). *Oncor Digital Medical Linear Accelerator Specifications*. Germany: Siemens AG, 11.
- Yaprak, B. (2006). *Radyoterapide Pron ve Supin Kraniospinal Isınlama Tekniklerinin Doz Dağılımına Etkisi*, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 18-19.
- Yülek, G. (1992). *Radyasyon Fiziği ve Radyasyondan Korunma*, Ankara: Sek Yayınları, 78.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AYAN, Serdinç
 Uyruğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 06.09.1986, İzmir
 Medeni hali : Bekâr
 Telefon : 0 555 507 92 77
 e-mail : serdincayan@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Ege Üniversitesi / Sağlık Fiziği	Devam ediyor
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi / Nükleer Fizik	2016
Lisans	Pamukkale Üniversitesi / Fizik	2010
Lise	İzmir Karabağlar Cumhuriyet Lisesi	2003

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Poster Sunumu: *The Effects of Titanium Alloy and Stainless Steel Biomaterials on Dose Distribution in Radiotherapy*, 9th International Physics Conference of the Balkan Physical Union – BPU9, İstanbul Üniversitesi, 2015.

Hobiler

Müzik, Sinema, Kitap okumak

DİZİN

A

Alümina · 2, 27, 32
Auger · 11

B

Becquerel · 1, 5
Binom Dağılımı · 35, 36
Biyoaktif · 27, 32
Biyomalzeme · 2, 3, 4, 26, 27, 28,
29, 30, 31, 32, 33, 42, 47, 57,
58
Biyoseramik · 31, 32
Biyouyum · 32
Bremmstrahlung · 9, 10, 16

C

Compton · 11, 12, 13, 23, 26
Crooke Tüpü · 1
Curie · 1, 5

D

Dielektrik · 17
Dijitayzır · 22
Diyot · 25

E

Einstein · 13
Elektromanyetik dalga · 8, 14, 15,
Elektrometre · 40, 41
Epoksi · 24

F

Fantom · 19, 23, 24, 25, 41, 43,
45, 47, 48, 51, 52, 55
Fiksasyon · 2, 3
Flaman · 8, 9, 15
Floresans · 1, 8
Fosforesans · 1
Fotoelektrik Olay · 11, 12, 26

G

Gauss Dağılımı · 35, 36, 37, 43
Gray · 6

H

Hidroksiapatit · 32
Histogram · 36

I

inert · 27, 29
iyon odası · 17, 18, 21, 25, 39,
40, 41, 43,

K

Kemoterapi · 22
Kerma · 26
Klystron · 2, 15
Koherent saçılma · 11, 14, 15
Kolimatör · 18, 19, 20, 21, 23, 39
Korozyon · 2, 26, 27, 32
Küratif · 22

L

Lineer hızlandırıcı · 1, 2, 15, 16,
17, 18, 19, 20, 21, 39, 40, 43
Lusit · 24

M

Magnetron · 2, 15
Mikrodalga · 15
Modülatör · 15
Monomer · 31

N

Negatron · 13, 14
Nekroz · 3
Normal dağılım · 35, 36, 37, 38,
43

O

Onkolog · 3, 58
Osilatör · 1, 15

P

Palyatif · 22
Pnömatik · 17
Poisson dağılımı · 35, 36, 37
Polietilen · 31
Polikristalin · 32
Polimer · 2, 27, 31, 32
Polistiren · 24, 41
Poliüretan · 27, 31, 33
Pozitron · 13, 14, 26

R

Radyoaktivite · 1, 3
Radyoloji · 1
Radyoterapi · 1, 3, 21, 22, 57, 58
Roentgen · 1, 6, 7, 8

S

Seramik · 2, 27
Sievert · 7
Simülasyon · 21
Spektrum · 9, 10
Spinal Cord · 3
Standart Sapma · 36, 37, 38, 48,
51

T

Titanyum · 2, 3, 29, 30, 33, 42,
43, 45, 47, 48, 51, 52, 55, 57,
58
Tomografi · 21
Transformatör · 9
Tungsten · 3, 8, 10, 15, 18, 19, 39

V

Vitalyum · 2, 26

Z

Zirkonya · 2, 27



GAZİ GELECEKTİR...