

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN DOKU EŞDEĞERİ  
MALZEMELERİN DOZ-CEVAP İLİŞKİLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI  
(Yüksek Lisans Tezi)**

**Seher DİNCER**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KASIM 2012**

**ANKARA**

Seher DİNCER tarafından hazırlanan “RADYOTERAPİDE KULLANILAN DOKU EŞDEĞERİ MALZEMELERİN DOZ CEVAP İLİŞKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI” adlı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Ayşe Güneş TANIR .....  
Gazi Üniversitesi, Fizik Anabilim Dalı

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

Prof. Dr. Şeref OKUDUCU .....  
Tez Danışmanı , Gazi Üniversitesi, Fizik Anabilim Dalı

Prof. Dr. Ayşe Güneş TANIR .....  
Gazi Üniversitesi, Fizik Anabilim Dalı

Yrd. Doç. Dr. Kemal KOÇ .....  
Başkent Üniversitesi, Eğitim Fakültesi

Tarih :09 /12 / 2012

Bu tez ile Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Şeref SAĞIROĞLU .....  
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **TEZ BİLDİRİMİ**

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

Seher DİNCER

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN DOKU EŞDEĞERİ  
MALZEMELERİN DOZ-CEVAP İLİŞKİLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI  
(Yüksek Lisans Tezi)**

**Seher DİNCER**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
Kasım 2012**

**ÖZET**

Radyoterapide Co-60 cihazından yararlanılarak, doku eşdeğeri malzemelerin kendilerine özgü doz değerleri tespit edildi. Her bir malzeme için hesaplanan efektif doz değerleri radyoterapide doku eşdeğeri olarak referans kabul edilen ve ölçümlerde kullanılan RW3 katı su fantomuna ait efektif doz değerleriyle karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma sonucu RW3 katı su fantomu ve doku eşdeğeri malzemelerin yüzde fark değerleri hesaplandı. Protokollere göre radyoterapi uygulamalarında referans olarak kabul edilen ölçüm ve hesaplamalarla kıyaslanarak bu fark değerlerinin kullanım açısından uygun olup olmadığı araştırıldı.

**Bilim Kodu : 202.1.108**  
**Anahtar Kelimeler : Co-60, Katı Su Fantom, Doku Eşdeğeri Malzemelerin, X-İşını**  
**Sayfa Adedi : 55**  
**Tez Yöneticisi : Prof. Dr. A. Güneş TANIR**

**COMPARISON OF DOSE-RESPONSE OF TISSUE  
EQUIVALENT PHANTOM WHICH USED TO**

**RADIOTHERAPY**

**(M. Sc. Thesis)**

**Seher DİNCER**

**GAZI UNIVERSITY**

**INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

**November 2012**

**ABSTRACT**

**A Cobalt-60 machine was used to define specific dose values, for different tissue equivalent materials, that are in clinical use. Effective dose values that were calculated for each materials compared with the effective dose values of the solid water phantom that were accepted tissue equivalent in radiotherapy as a reference and used in measurement. As a result of this comparison, values of the percentage difference of the solid water phantom and tissue equivalent materials were calculated. According to protocols adopted as the reference measurements and calculations were compared with radiotherapy applications. It was investigated that this different values is suitable for use as a tissue equivalent materials.**

**Science Code : 202.1.108**  
**Key Words : Co-60, the solid water phantom, the tissue equivalent materials, X-Ray**  
**Page Number : 55**  
**Adviser : Prof. Dr. A. Güneş TANIR**

## TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla ben yönlendiren Hocam Prof. Dr. A. Güneş TANIR' a, Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Biriminde ölçümleirimde benden yardımını esirgemeyen sayın Hocam Yrd. Doç. Dr. Nina TUNCEL' e, manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme teşekkürü bir borç bilirim.

## İÇİNDEKİLER

|                                                 | Sayfa |
|-------------------------------------------------|-------|
| ÖZET.....                                       | I     |
| ABSTRACT.....                                   | v     |
| TEŞEKKÜR.....                                   | vi    |
| İÇİNDEKİLER.....                                | vii   |
| ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....                       | ix    |
| ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....                         | x     |
| SİMGELER VE KISALTMALAR.....                    | xii   |
| 1.GİRİŞ.....                                    | 1     |
| 2.TEMEL BİLGİLER.....                           | 3     |
| 2.1. X-Işınları .....                           | 3     |
| 2.1.1. Bremmstrahlung(frenleme)x-ışınları ..... | 3     |
| 2.1.2. Karakteristik x-ışınları.....            | 3     |
| 2.2. X-Işınlınının Maddeyle Etkileşimi.....     | 5     |
| 2.2.1. Fotoelektrik olay.....                   | 5     |
| 2.2.2. Compton saçılması.....                   | 6     |
| 2.2.3. Çift oluşumu.....                        | 6     |
| 2.3. Radyoterapi.....                           | 8     |
| 2.4.Radyasyon Birimleri .....                   | 10    |
| 2.4.1. Radyoaktivite birimi.....                | 10    |
| 2.4.2.Işınlama(Exposure) birimi.....            | 12    |

|                                                           | <b>Sayfa</b> |
|-----------------------------------------------------------|--------------|
| 2.5. Radyasyon Dozimetri.....                             | 13           |
| 2.5.1. Işın geometrisinin tanımlanması.....               | 14           |
| 2.5.2. Doz giriş (Build-up)bölgesi.....                   | 14           |
| 2.5.3.Yarı değer kalınlığı(HVL) .....                     | 15           |
| 2.5.4. Yüzde derin doz(% DD).....                         | 15           |
| 2.5.5. Doz.....                                           | 16           |
| 2.5.6. Ters kare kanunu.....                              | 16           |
| 2.5.7. Geri saçılma faktörü.....                          | 16           |
| 2.6. Soğurulmuş Doz Hesaplama ve Ölçüm Protokolleri.....  | 17           |
| 2.6.1. Hesaplamalar.....                                  | 17           |
| 3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....                               | 22           |
| 3.1. Deney Sistemleri .....                               | 22           |
| 3.1.1. Kobalt-60 teleterapi cihazı.....                   | 22           |
| 3.1.2. Theratron 1000E Co-60 cihazı.....                  | 25           |
| 3.1.3. Fantomlar.....                                     | 26           |
| 3.1.4. RW3 katı su fantomu.....                           | 27           |
| 3.2. Doku Eşdeğeri Malzemeler.....                        | 27           |
| 3.3. İyon Odaları.....                                    | 31           |
| 3.3.1. Silindirik iyon odaları.....                       | 31           |
| 3.3.2. Paralel plakalı iyon odaları.....                  | 33           |
| 4. YÖNTEM.....                                            | 36           |
| 4.1. Silindirik İyon Odası ile Yapılan Ölçümler.....      | 36           |
| 4.2. Paralel Plakalı İyon Odası ile Yapılan Ölçümler..... | 37           |



|                                                                       | <b>Sayfa</b> |
|-----------------------------------------------------------------------|--------------|
| 5. BULGULAR.....                                                      | 41           |
| 5.1. Silindirik İyon Odası ile Yapılan Ölçümler Sonuçları.....        | 41           |
| 5.2. Paralel Plakalı İyon Odası ile Yapılan Ölçümlerin Sonuçları..... | 45           |
| 6. YORUM VE ÖNERİLER .....                                            | 51           |
| KAYNAKLAR .....                                                       | 53           |
| ÖZGEÇMİŞ .....                                                        | 55           |

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

| Çizelge                                                                                                                                     | Sayfa |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Çizelge 3.2. Doku eşdeğeri malzemesi olarak kullanılan karışımların sayı kodları..                                                          | 30    |
| Çizelge 5.1. 0,5cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerinin silindirik iyon odası kullanılarak aldıkları doz hızı ve sapma değerleri.....    | 43    |
| Çizelge 5.2. 1cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerinin silindirik iyon odası kullanılarak aldıkları doz hızı ve sapma değerleri.....      | 44    |
| Çizelge 5.3. 0,5cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerin paralel plakalı iyon odası kullanılarak aldıkları doz hızı ve sapma değerleri..... | 48    |
| Çizelge 5.4. 1cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerin paralel plakalı iyon odası kullanılarak aldıkları doz hızı ve sapma değerleri.....   | 49    |

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

| Şekil                                                                                                          | Sayfa |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Şekil 2.1. X-ışını spektrumu.....                                                                              | 4     |
| Şekil 2.2. X-ışınlarının madde ile etkileşim şekilleri.....                                                    | 5     |
| Şekil 2.3. Soğurulan doz ile kermanın derinliğe göre grafiği.....                                              | 12    |
| Şekil 3.1. Co-60' ın bozunma şeması.....                                                                       | 23    |
| Şekil 3.2. Co-60 teleterapi cihazı.....                                                                        | 24    |
| Şekil 3.3. Co-60 cihazının şeması.....                                                                         | 25    |
| Şekil 3.4. Doku eşdeğeri malzemeler .....                                                                      | 31    |
| Şekil 3.5. Silindirik iyon odası .....                                                                         | 32    |
| Şekil 3.6. Paralel plakalı iyon odası.....                                                                     | 33    |
| Şekil 3.7. Paralel plakalı iyon odası şeması .....                                                             | 34    |
| Şekil 3.8. PTW marka iyon odası.....                                                                           | 35    |
| Şekil 3.9. PTW- Unidose dozimetre .....                                                                        | 35    |
| Şekil 4.1. Silindirik iyon odasına ait kurulum.....                                                            | 37    |
| Şekil 4.2. Paralel plakalı iyon odasına ait kurulum .....                                                      | 38    |
| Şekil 4.3. RW3 Katı su fantom.....                                                                             | 39    |
| Şekil 4.4. Ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi .....                                                           | 39    |
| Şekil 5.1. 0,5cm ve 1cm'lik kalınlıktaki doku eşdeğeri malzemelerle silindirik iyon odası ölçümleri.....       | 45    |
| Şekil 5.2. 0,5cm ve 1 cm'lik kalınlıktaki doku eşdeğeri malzemelerle paralel plakalı iyon odası ölçümleri..... | 50    |

## SİMGELER VE KISALTMALAR

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

| <b>Simgeler</b>          | <b>Açıklama</b>                                |
|--------------------------|------------------------------------------------|
| <b>h</b>                 | Planck sabiti ( $6,625 \times 10^{-34}$ J.s )  |
| <b>MeV</b>               | Milyon elektron volt                           |
| <b>MV</b>                | Megavolt                                       |
| <b>% DD</b>              | Yüzde derin doz                                |
| <b>m (cGy)</b>           | Okuma değerlerinin ortalaması                  |
| <b>v</b>                 | Frekans                                        |
| <b>S<sub>w,air</sub></b> | Sudan havaya uygulanan durdurma gücü           |
| <b>N<sub>D</sub></b>     | İyon odasında soğrulan doz kalibrasyon faktörü |
| <b>T</b>                 | Sıcaklık                                       |
| <b>°C</b>                | Santigrad derece                               |
| <b>P (mbar)</b>          | Basınç                                         |
| <b>mbar</b>              | Milibar                                        |
| <b>C<sub>TP</sub></b>    | Basınç – Sıcaklık düzeltmesi                   |
| <b>P<sub>u</sub></b>     | Pertürbasyon faktörü                           |
| <b>Kısaltmalar</b>       | <b>Açıklama</b>                                |
| <b>ICRU</b>              | The International Comission of Radiation Units |
| <b>SAD</b>               | Source Axis Distance (Kaynak-Aks Mesafesi)     |
| <b>SSD</b>               | Source Surface Distance(Kaynak-Cilt Mesafesi)  |
| <b>PTW</b>               | Physikalisch- Technische Werkstätten-Freiburg  |
| <b>RT</b>                | Radyoterapi                                    |
| <b>RW3</b>               | Katı su fantomu                                |

## 1.GİRİŞ

Günümüz görüntüleme yöntemlerinin temelini oluşturan ve medikal alanda yeni bir çağ açan X-ışınları, 1895 yılında Alman fizik profesörü Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir. Aynı yılda meme kanseri tedavisinde kullanılmıştır. Bu keşif sonrası 1896 yılında, Henri Becquerel uranyum üzerinde yaptığı araştırmalarla doğal radyoaktiviteyi keşfetti. Aynı yıl X-ışınları, Victor Despeignes tarafından mide kanserinde, Leopold Freund tarafından cilt kanserinde kullanıldı [1]. Işının hedeflenen tümör hücrelerine vücut dışından gönderilmesiyle kanser tedavilerine başlanmıştır. Derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde radyoaktif kaynak kullanımına ise ilk kez 1951’de radyoaktif Kobalt 60 (Co-60) tedavi ünitesinin geliştirilmesiyle başlanmıştır. Bu tedavi üniteleri eski tip cihazlara göre cildi daha çok korumakla birlikte kemik dokuda soğurulan doz miktarını azaltıyor ve daha derin yerleşimli bölgelere istenen miktarda doz vermeyi kolaylaştırıyorlardı. Günümüzde kilovoltaj x-ışınları genellikle cilt kanserleri ve yüzeysel tümörler için kullanılırken megavoltaj x-ışınları derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır [2].

Kanser tedavisinde tümöre verilen radyasyon dozu oldukça önemlidir. Tümöre verilen bu radyasyon dozunun hesabında yapılacak % 5’ lik veya % 10’ luk bir hata tedavi sonucunda erken yan etkiler oluşmasına sebep olabilir. Yetersiz miktardaki radyasyon dozu tümörü istenildiği ölçüde yok edemeyeceği gibi hastaya verilecek gereğinden fazla doz da normal dokularda tehlikeli birçok yan etkilere yol açabilir.

Radyasyonun zararlı biyolojik etkileri ışınların neden olduğu kanser vakalarının rapor edilmeye başlanmasıyla anlaşılmıştır. Bu ışınların ciltte kızarıklık veya ülser şeklinde biyolojik hasarlar oluşturduğu gözlenmiştir. Radyoterapinin asıl amacı belirlenen tümör hacminde istenilen doza ulaşılırken çevresindeki doku ve organ dozlarını mümkün olduğunca minimal değerde tutmaktır. Hastanın cilt yüzeyindeki dozun bilinmesi uygun tedavi kararının verilmesini etkileyen başlıca faktörlerden biridir [3,4].

Radyoterapide yan etkilerin hangi doz limitlerinde oluşacağı canlı dokular üzerinde incelenememektedir. Bu sebeple yan etkilerin hangi doz limitlerinde oluşacağını incelemek amacıyla doku eşdeğeri malzemeler tanımlanmışlardır. Bu malzemeler cilt dozunun arttırılması veya azaltılması ya da doku eksikliklerinin giderilmesi amacıyla kullanılmaktadırlar. Doku eşdeğeri malzemeler önceden hazırlanmış jel tabakalar olarak ışınlama sahasının üzerine örtülenler (superflab, elastojel) ve ışınlama sahasında şekillendirilip katılaştırılanlar (superstuf, akuaplast, wax) olmak üzere iki gruba ayrılabilirler. Aslında doku eşdeğeri malzemelerde aranan, tedavi alan boyutları üzerine düzgün şekilde yerleştirilebilmesi ve doz dağılımı oluşturulurken dokuya ve suya eşdeğer olmasıdır [5].

Bu çalışmada, doku eşdeğeri malzemelerin sabit (SSD) kaynak yüzey mesafesinde sabit alan boyutlarında ve farklı derinliklerde cilt dozuna etkisi Co-60 cihazı ile incelenmiştir. Yüzey dozu ölçümlerinde PTW tipi iyon odaları ve RW3 katı su fantomu kullanılmıştır. Amaç hizmet veren tedavi merkezlerinde ve kliniklerde farklı olarak kullanılan doku eşdeğeri malzemelerin yapılan ölçümler sonucunda fark yüzdelerinin incelenerek doku eşdeğeri olarak bilinen her malzemenin kullanım açısından uygun olup olmadığının incelenmesidir. Son bölümde ise elde edilen sonuçlar ve karşılaştırmalar yer almaktadır.

## 2. TEMEL BİLGİLER

### 2.1. X Işınları

X-ışınları, 1895 yılında Alman fizik profesörü Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir. Daha sonra William David Coolidge (1913) tarafından geliştirilen sıcak katodlu Röntgen tüpleriyle ise basıncı  $10^{-3}$  mmHg' ya kadar düşürülmüş cam bir tüpün içine yerleştirilmiş anod ve katod levhalar arasına, çok yüksek enerjili elektriksel gerilim ( $10^6 - 10^8$  volt) uygulanır. Katodu terk eden hızlı elektronlar, anod üzerine yerleştirilmiş erime sıcaklığı yüksek bir metal hedefe çarpar ve frenleme(bremmsstrahlung) sonucunda x-ışınları oluşur. Temel mekanizma, hızlandırılmış elektronların hedef metalin atom çekirdeklerince yavaşlatılmasıdır. Oluşan X-ışınlarının enerji ve dalga boyu, metal hedefin atom numarası ile elektronların enerji ve hızlarına bağlıdır [6]. X-ışını tüpleriyle iki çeşit x-ışını elde edilir.

#### 2.1.1. Bremsstrahlung (frenleme) x-ışınları:

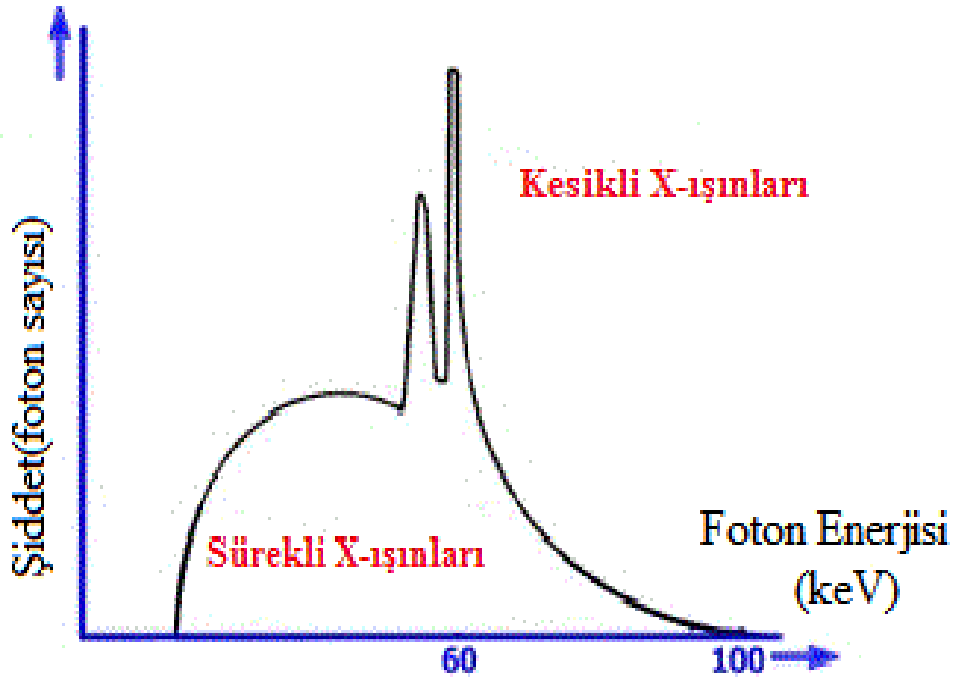
Elektronun çekirdekle etkileşip yavaşlamasıyla açığa çıkan enerjidir. Foton enerji spektrumu, başlangıçtaki elektronun enerjisi kadardır. Hedefin atom numarasının (Z) karesi ile doğru orantılı olarak oluşma olasılığı artar. 100 keV' in üzerindeki enerjilerde üretilen fotonlar x-ışınlarının çoğunu oluşturur. < 100 keV'lik enerjilerde üretilen Bremsstrahlung (frenleme) fotonlar ile sapan elektron arasındaki açı dikleşir, > 100 keV' de ise bu açı daralır. Oluşan x-ışınının enerjisi heterojendir [7,8].

#### 2.1.2. Karakteristik x-ışınları

İç yörüngedeki bir elektronu sökmesi ve boşta kalan yörüngenin dış yörüngeden gelen elektronla doldurulmasıyla açığa çıkan enerjidir. Karakteristik x-ışınının enerjisi, elektronun çarptığı metale özgü olduğu için karakteristik adını almıştır. Elektron dış yörüngeden iç yörüngeye geçerken oluştuğu için, oluşan x-ışınının

enerjisi iki yörüngenin bağlanma enerjilerinin farkı kadardır. Oluşan x-ışınının enerjisi mono enerjiktir. Tanısal amaçlı radyolojide kullanılan x-ışınlarının %30' u karakteristik x-ışını iken, radyoterapide kullanılan x-ışınlarında bu oran %3' tür. Hedefin atom numarasının (Z) karesi ile doğru orantılı olarak oluşma olasılığı artar [9].

Radyoterapinin uygulanmaya başlandığı ilk dönemlerde x-ışını demetlerinin enerjisi en fazla 250-400kV arasındaydı. Bu enerjilerde elde edilen x-ışınlarının doku içindeki giricilik yetenekleri düşüktür. Üretilen x-ışını enerjilerinin büyük bir bölümü x-ışını enerji spektrumu ile açıklanabilir. Süzülmemiş düşük enerjili radyasyon, insan vücudu tarafından kolaylıkla soğurularak, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokuların fazla miktarda doz almasına ve cilt reaksiyonlarının ortaya çıkmasına neden olur [10].

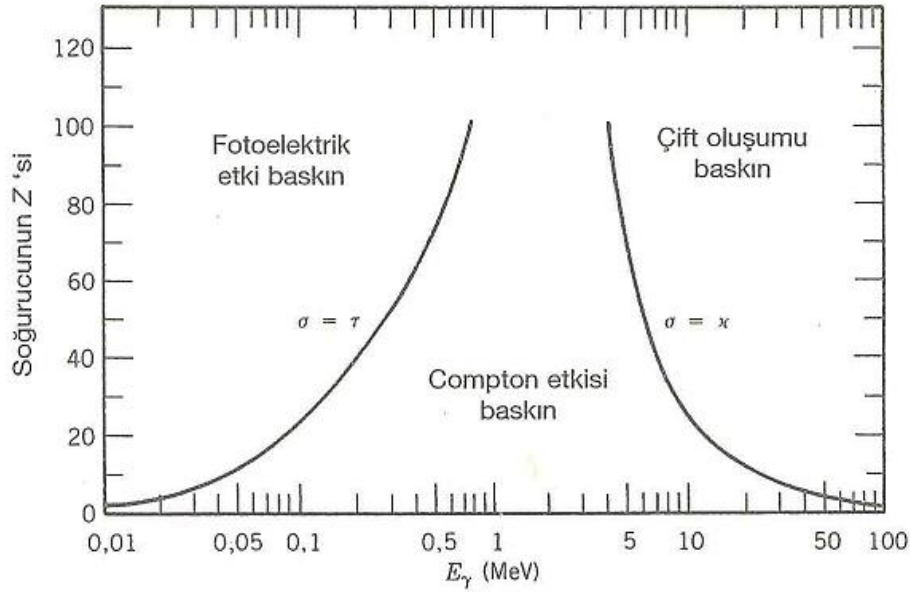


Şekil 2.1. X-ışını spektrumu



## 2.2. X- Işınlarnının Madde ile Etkileşimi

X-ışınları madde ile fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşumu. olmak üzere üç şekilde etkileşirler:



Şekil 2.2. X-ışınlarının madde ile etkileşim şekilleri

### 2.2.1. Fotoelektrik olay

Foton atom tarafından soğurulur ve atomun elektronlarından birinin yayınlanmasına neden olur. Yayınlanan bu elektrona fotoelektron denir. (Serbest elektronlar foton soğurmazlar ve geri tepkimezler. Böyle bir işlemde enerji ve momentum korunamaz; momentum soğurmak için ağır bir atom gereklidir.) Elektronun kinetik enerjisi, fotonun enerjisi ile elektronun bağlanma enerjisi farkına eşittir:

$$T_e = E_\gamma - B_e \quad (2.1)$$

Fotoelektrik soğurma olasılığını hesaplamak zordur, ancak deneysel çalışmalarla çeşitli özellikleri belirlenebilir: bu düşük enerjili fotonlar için ( $\sim 100$  keV ) son

derece önemlidir. Fotoelektrik soğurma olasılığı soğurucu atomun Z sayısı ile hızla artar ve artan foton enerjisi ile hızla azalır. Ayrıca fotoelektrik olay soğurma olasılığı grafiklerinde, özel elektron kabuklarının bağlanma enerjilerine karşılık gelen enerjilerde süreksizlikler (sıçramalar) vardır [11,12].

### 2.2.2.Compton saçılması

Foton, atomun hemen hemen serbest olan elektronu tarafından saçılır ve daha küçük enerjili foton ve foton tarafından kaybedilen enerjiyi taşıyan saçılmış bir elektronla sonuçlanır. Foton, atomun dış yörüngesindeki elektrona çarpar,foton ve elektron farklı yönlerde aradaki bir teta ( $\theta$ ) açısıyla saçılır.Gelen fotonun enerjisinin bir kısmı elektrona kinetik enerji olarak transfer edilir.Saçılan elektronlar da, diğer atomların en dış yüzündeki gevşek elektronlarla etkileşime girer. Gelen foton da, daha az enerjili bir şekilde dışa saçılır [11,12].

### 2.2.3. Çift oluşumu

Foton, elektron – pozitron çifti üretir, kendiliğinden yok olur. Enerjinin korunumu,

$$E_{\gamma} = T_{+} + mc^2 + T_{-} + mc^2 \quad (2.2)$$

dir, burada  $T_{+}$  ve  $T_{-}$  pozitron ve elektronun enerjileridir. Fotoelektrik soğurulmada olduğu gibi bu işlemde de momentum korunumu için ağır bir atomun varlığı gereklidir, fakat atoma verilen geri tepme enerjisi Denklem (2.2)'deki diğer terimlerle karşılaştırıldığında ihmal edilebilir düzeydedir [11,12].

Bu işlem için  $2mc^2$  veya 1,022MeV' lik bir eşik enerjinin gerekli olduğu açıktır. Genelde çift oluşumu sadece yüksek enerjili fotonlar için önem kazanmaktadır. Çift oluşumu 5MeV' in üstündeki enerjiler için baskın hale gelmektedir.

$t$  kalınlıklı bir hedefe gelen ince, paralel hale getirilmiş tek enerjili bir foton demetini göz önüne alalım. Fotonlar fotoelektrik soğurma ve çift oluşumuna uğrayıp

yok olabilirler veya detektöre ulaşmadan Compton saçılması yapıp saptırılabilirler. Dedektöre ulaşan fotonlar hiç etkileşme yapmayan fotonlardır; bunlar gelen demet içindeki fotonların azını teşkil ederler. (Bu, ağır yüklü parçacıkların tersine bir durumdur; eğer  $t$ , menzil değerinden daha küçük ise sayı değişmez ama enerji azalır.) Bir fotonun yok olması için birim uzaklık başına toplam olasılık  $\mu$ , toplam lineer inceltme katsayısı olarak adlandırılır; fotoelektrik soğurma ( $\tau$ ), Compton saçılması ( $\sigma$ ) ve çift oluşumu ( $K$ ) olasılıklarının toplamıdır:

$$\mu = \tau + \sigma + K \quad (2.3)$$

Lineer Compton soğurma katsayısı  $\sigma$ , tüm büyüklükler (*uzunluk*)<sup>-1</sup> boyutundadır. Hedef materyali herhangi bir  $dx$  kalınlığını geçen radyasyon şiddetindeki azalma,

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx \quad (2.4)$$

Radyasyon dokudan geçerken saçılır ve doku tarafından soğrulur. Doku içerisinde ilerledikçe sabit bir şekilde azalma gösterir. Bu azalma dokunun cinsine ve kalınlığına bağlıdır. Dalga boyu sabit kalırsa, dokuda geçen ışının şiddeti aşağıdaki formülle hesaplanır [12,13].

$$I = I_0 e^{-\mu t} \quad (\text{Bu formülde } t \text{ görünmüyor ve bunu } t \text{ yerine } x \text{ yazmalıyız}) \quad (2.5)$$

$I$  = Çıkan ışın demetinin şiddeti

$I_0$  = Gelen ışın demetinin şiddeti

$\mu$  = Soğrulma katsayısı

$t$  = Doku kalınlığı

### 2.3. Radyoterapi

Kanser, hücrelerin sürekli olarak çoğalması ile karakterize olan bir düzen bozukluğudur. Bu durum, sürekli çoğalarak aşırı miktarda artan hücre sayısının normal olarak gerçekleşen uygun miktarda hücre kaybıyla dengelenmemesi sonucu gerçekleşir. Bu hücreler çevre dokulara yayılarak ve çevre dokularını harap ederek organizmanın organlarını hasara uğrattırır [14]. Kanser hücreleri sınırsız sayıda bölünürler ve tükenmez sayıda hücre oluştururlar. Kanser hücreleri düzensiz ve karışık bir büyümeye ve farklı radyasyon duyarlılığına sahiptirler. Ayrıca farklı büyüklükte, farklı kromozom yapısında, farklı sitoplazmik yapıda olabilirler. Komşu normal doku hücrelerinde bu durumdan bahsedilmez [14,15].

Işın tedavisi olarak adlandırılan radyoterapinin amacı tümöral dokuyu ortadan kaldırmak ve bunu yaparken de çevre normal dokulara zarar vermemektir. Tümörün radyasyona duyarlılığı kadar, komşu çevre dokunun da radyasyon duyarlılığı tedavide öneme sahiptir. Tedavide “primum non nocere” ilkesi geçerlidir ve bu kavram doğrultusunda radyasyon onkolojisi disiplini, tümörü yok etmek, sağlıklı dokuyu korumak için radyoterapiye yol gösterecek çeşitli kavramlar öne sürülmüştür [16].

Doza bağlı tümör kontrol olasılığı ve sağlam dokunun hasar olasılığı arasındaki ilişki terapötik aralık olarak tanımlanır. Tümörün yanıt verebileceği dozlarda, normal dokular zarar görebilir; normal dokular korunmak istendiğinde tümör yeterli doz almayabilir. Tümör kontrol olasılığı ile sağlam doku hasar görme olasılığının dengelenmesi, radyoterapinin temel amacıdır [17].

Radyoterapinin günlük dozlara bölünerek uygulanması fraksiyone radyoterapi olarak tanımlanır. Tek ve yüksek dozda radyoterapi uygulamalarının tümöre etkinliğinin az ve yan etkilerininse çok ciddi olduğu anlaşıldığından sonra, bölünmüş dozlarla radyoterapi çalışmaları başlamıştır. Koç testislerine tek dozla değil de günlük dozlara bölerek uygulayan Claudius Regaud, testislerde sperm oluşumunun bölünmüş dozlarla azaldığını ancak ciltte yan etki olmadığını gözlemlemiştir. 1934’ te Regaud’

un çalışma arkadaşı Coutard fraksiyone radyoterapiyi baş boyun tümörlerinde uygulamış ve başarılı sonuçlar elde ederek, radyoterapide zaman–doz kavramının önemini belirtmiştir [18].

Uygulama amaçlarına göre radyoterapi :

Tedavi edici (küratif) radyoterapi: Hastalığı sadece radyoterapi ile tamamen tedavi etmeyi tanımlar.

Geçici (palyatif) radyoterapi: Değişik tedavi biçimleri kullanılmış olgularda, hastalık bulgularını düşük dozlarda radyoterapi ile azaltmayı tanımlar.

Tedavi edici dozlarda geçici radyoterapi: Değişik nedenlerle diğer tedavi biçimleri uygulanamayan olgularda, yüksek dozlarda radyoterapi uygulamayı tanımlar.

Koruyucu (prevantif) radyoterapi: Tümörün olası başka bir dokuda ya da organda oluşmasını (metastaz) veya tümörün olduğu bölgede tekrarlanmasını önlemeyi amaçlar.

Tüm vücut radyoterapi: Kemik iliği nakli öncesi radyoterapi ile kemik iliğinin cerrahi girişimle alınmasında, bağışıklık sisteminin görevinin baskı altında tutulması ve kan kanseri hücrelerinin yok edilmesi ile sağlıklı hücrelere yer açılması işlemini tanımlar [19].

Uygulama zamanına göre radyoterapi çeşitleri :

Arttırıcı (adjuvan) radyoterapi: Herhangi bir tedavi biçimi sonrası uygulanan radyoterapidir. Cerrahi sonrasında uygulanıyorsa “Postoperatif Radyoterapi” olarak adlandırılır.

Kanser ön tedavisi(neo-adjuvan )radyoterapi: Herhangi bir tedavi biçimi öncesi uygulanan radyoterapidir. Cerrahi öncesinde uygulanıyorsa “Preoperatif Radyoterapi” olarak adlandırılır.

Radyokemoterapi(Kemoradyoterapi): Kemoradyoterapi ile beraber uygulanan radyoterapidir.

## 2.4 . Radyasyon Birimleri

İyonlaştırıcı radyasyonlarla yapılan çalışmalarda sonuca ulaşabilmek ve oluşacak zararlı biyolojik etkileri belirleyebilmek için radyasyon miktarının bilinmesi gereklidir. Bu amaçla radyasyon ölçecek bir takım birimlerin tanımlanması gereksinimi vardır.

### 2.4.1. Radyoaktivite birimi:

Birim zamanda (t) sürede kendiliğinden oluşan çekirdek parçalanma sayısını ifade eder.( $A=N/t$ ). Eski birimi. Curie (Ci), yeni birimi Becquerel (Bq)’ dir [20].

*Radyoaktivite*: Kararsız durumdaki bir atomun partiküler veya elektromanyetik radyasyon yayarak parçalanıp kararlı duruma geçmesi.

*Becquerel (Bq)*: Bir saniyede bir bozunum yapan radyoaktif madde miktarının aktivitesidir.

*Curie (Ci)*: Bir saniyede  $3.7 \times 10^{10}$  bozunum yapan radyoaktif madde miktarının aktivitesidir.

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq} \quad (2.6)$$

Radyoaktif numunenin aktifliği ( Curie veya saniyede bozunma cinsinden) radyasyonun tipine ve enerjisine bağlı değildir. Aktiflik bozunan aynı izotopun iki

farklı kaynağının karşılaştırılmasında faydalı bir kavramdır.(10 mCi'lik  $^{60}\text{Co}$  1 mCi'lik  $^{60}\text{Co}$  'dan daha şiddetlidir.)

*Kerma (Kinetic energy released in the medium):* Yüksüz bir iyonlaştırıcı parçacık tarafından belirli bir maddenin birim kütlesi başına serbest hale geçirilen, yüklü iyonlaştırıcı parçacıkların başlangıçtaki kinetik enerjilerinin toplamıdır. Soğurulan doz ile aynı birimle ölçülür [20].

*Referans hava kerması:* Görünür aktiviteyi tanımlamada kullanılır. 1 MBq aktiviteli kaynağın kaynaktan 1 m uzaklıkta, havada, 1 saatte verdiği doz olarak tanımlanır. Birimi  $1\mu\text{Gy}^{-1}.\text{m}^2 = 1\text{cGy}.\text{h}^{-1}.\text{cm}^2$  'dir [20].

*Soğurulan doz:* Soğuran materyalin birim kütlesi başına bir radyasyon demetinden soğurulan enerji miktarıdır. Eski birimi Rad, yeni birimi Gy'dir [20].

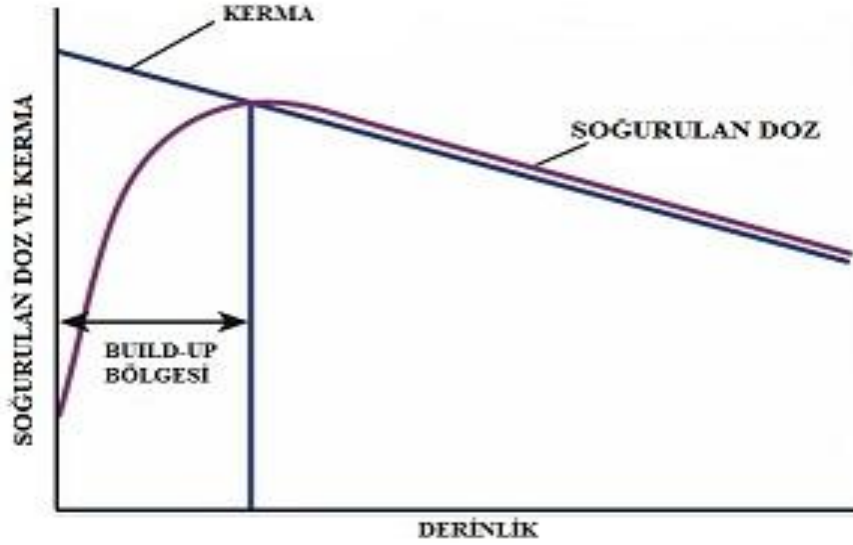
*Rad:* Işınlanan maddenin 1gr'ında 1Erg'lik enerji soğurulmasını oluşturan radyasyon miktarıdır. (rad : radiation absorbed dose)

$$1 \text{ Rad} = 100\text{erg/g}$$

*Gray(Gy):* Işınlanan maddenin 1kg'ında 1Joule'lük enerji soğurulmasını oluşturan radyasyon miktarıdır.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule/kg},$$

$$1 \text{ Gy} = 100\text{cGy} = 100\text{Rad}$$



Şekil 2.3. Soğurulan doz ile kermanın derinliğe göre grafiği

#### 2. 4. 2. Işınlama(Exposure) birimi:

Fotonlar tarafından havada oluşturulan iyonizasyon miktarıdır. Dokuda soğurulan dozun doğrudan ölçümü mümkün olmadığı için, radyasyonun havadayken ölçümü yapılmaktadır [20].

Havanın birim kütlesi başına fotonlar tarafından açığa çıkarılan bütün elektronlar havada tamamen durdurulduğunda, havada oluşan aynı işaretli iyonların toplam yükünün mutlak değeridir.

*Röntgen(R)*: Normal şartlarda ( $0^\circ$  ve 760mmHg basıncında) havanın 1 kilogramında  $2.58 \times 10^{-4}$  coulomb'luk elektrik yükü değerinde negatif veya pozitif iyonlar oluşturan gama veya x-ışını miktarıdır [20].

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C / kg veya}$$

$$1 \text{ C / kg} = 3.88 \times 10^3 \text{ R olarak ifade edilebilir.}$$



C / kg: Normal hava şartlarında havanın 1kg'ında 1Coulomb'luk elektrik yükü değerinde negatif ve pozitif iyonlar oluşturan radyasyon miktarıdır.

*İntegral Doz:* Tedavi edilen hacimde soğrulan toplam enerjinin ölçüsüdür.

$$(Joule=Kg \times Gy)$$

*Eşdeğer doz:* Farklı radyasyonların insan dokusundaki hasarları farklı olacağından, temel dozimetrik değer olan soğrulan (absorbe edilen) doz (Gy); radyasyondan korunma çalışmalarında yeterli olmamaktadır. Bu nedenle; dokudaki soğrulan dozun, sağlık etkisine yol açan radyasyonun türüne bağlı olarak saptanmış olan radyasyon ağırlık faktörü ile çarpılması gerekmektedir. Ortaya çıkan sonuca eşdeğer doz denir ve eski birimi *REM (Roentgen Equivalent Man)* iken yeni birimi *Sievert (Sv)*'dir [20].

$$H=D \times WR \quad (2.7)$$

H: Eşdeğer doz(Sv), WR: Radyasyon ağırlık faktörü(birimi yok), D: Doz(Gy) Sievert (Sv) = 1 Joule / Kg= 100 REM

## 2.5.Radyasyon Dozimetrisi

Radyoterapi aygıtları farklı kalitelerde radyasyon üretme kapasitesine sahiptir. Radyasyon kalitesi radyasyonun tipine, enerjisine ve etki etme gücüne bağlıdır. Bu karakteristikler de deneysel olarak ölçülebilmeli ve gösterebilmelidir. Çok sayıdaki fiziksel ölçüm, ölçüm yöntemi ve birimler, önce zarar verme ilkesine uygun olarak, radyoterapinin etkinliğinin arttırılmasına yardımcı olur. Dozimetrik ölçümler hasta üzerinde, suda veya vücut benzeri bir yapısı olan fantomlarda yapılır ve tedavinin fiziksel parametreleri saptanmış olur [21].

### 2.5.1. Işın geometresinin tanımlanması

Radyoterapide radyasyon dozunun hastaya kontrollü bir şekilde verilmesi, hasta pozisyonuna ve radyasyon kaynağının pozisyonuna bağlıdır. Kaynak ile hedef arasındaki geometrik parametreler şunlardır:

SSD: Kaynak Cilt Mesafesi(Skin to Source Distance)

SAD: Kaynak Eksen Mesafesi(Skin to Axis Distance)

DSD: Kolimatör (Diyafram) Cilt Mesafesi (Diaphram to Skin Distance)

$A_0$  : Ciltteki alan

$A_d$  :  $D_0$  derinliğindeki alan (tümörün bulunduğu yerdeki alan )

$A_{dm}$  : Dozun maksimum olduğu yerdeki alan boyutu[doz giriş (Build up noktasındaki alan]

d: Derinlik(Tümör derinliği)

$d_m$  : Dozun maksimum olduğu derinlik [doz giriş(Build up )noktasındaki derinlik]

### 2.5.2. Doz giriş (Build-up )bölgesi

Uygulanan radyasyonun cilde giriş yaptıktan sonra maksimum doza ulaştığı derinlikteki alandır. Bu alan gelen radyasyonun dokuda ikincil partiküler radyasyon enerjisinin (elektron, pozitron) ve radyasyon-madde etkileşimleri (fotoelektrik olay, compton saçılması ve çift oluşumu olayları) sonucu oluşan kinetik enerjilerinin toplamının dokuya bırakıldığı bölgedir [21,22].

### 2.5.3.Yarı değer kalınlığı(HVL)

Radyoterapi aygıtları ortama saldıkları radyasyonun dokuya etki etme gücü ile uyumludur. Genellikle alimünyum, bakır veya kurşun içeren soğurulanlarının, ışın demetinin şiddetini yarıya (%50) indirmek için gerekli olan kalınlıktır ve soğurucu maddenin mm ve cm'si cinsinden ifade edilir. Genellikle düşük enerjili x-ışını aygıtlarının ışın demetlerini tanımlamada kullanılır. Yüksek enerjili ışın demetleri ise sıklıkla maksimum enerjileri ve dozun %50 'sinin salındığı doku derinliği ile tanımlanır [23].

### 2.5.4.Yüzde derin doz (% DD)

Belli bir kaynak cilt (SSD) mesafesinde ve belli bir saha genişliğinde yapılan ölçümlerde, gelen radyasyonun merkezi eksen boyuncası x derinliğinde ölçülen  $D_x$  soğurulan dozunun, maksimum derinliğinde ölçülen  $D_e$  soğurulan dozuna yüzde olarak oranı derinlik verimidir ve  $R_x$  olarak ifade edilir [24].

$$R_x = D_x / D_e \quad (2.8)$$

Yüzeyden maksimum doz derinliğine kadar olan mesafeye doz oluşma bölgesi (build-up region) denir. Enerjinin artmasıyla maksimum dozun oluştuğu derinlik artacağından doz oluşma bölgesi de genişler.

Yüzde derin doz (% DD), herhangi bir d derinliğindeki soğurulan dozun, demetin merkezi eksen boyuncası  $d_0$  derinliğindeki soğurulan doza oranıdır [24].

$$\%DD = ( D_d / D_{d0} ) \times 100 \quad (2.9)$$

Yüzde derin doz (%DD) su fantomunda değişken enerji ve değişken boyuttaki alanda, belli bir derinlikte (d) dozun mesafe ve alanla olan fonksiyonu olarak da tanımlanabilir. Yüzde derin doz (%DD) eğrisi ile; ışın kalitesi ya da enerjisi hakkında

bilgi alınabilir. Maksimum dozun oluştuğu derinlik saptanabilir. Elektronlarda menzili hesaplayarak fantom yüzeyindeki en olası enerjisi bulunabilir, x-ışını kontaminasyonu hakkında bilgi verir [24].

#### 2.5.5.Doz

Hedef dokunun birim kütlesi başına iletilen enerji miktarıdır ve birimi Gy' dir.

#### 2.5.6.Ters kare kanunu

Bir radyasyon demetinin şiddetinin, bir nokta kaynaktan olan uzaklığının karesiyle ters orantılı olarak değiştiğini açıklar. Dokularda uzaklığa ek olarak dokunun kalınlığı da eklenirse ve doku kalınlığı arttıkça doz eksponansiyel olarak azalır. Bu ilişki hem radyoterapide hem de radyasyondan korunmada çok önemlidir. Radyoterapi' de kısa mesafe tedavileri uygulandığından, mesafe ile ilişkili dozda hızla azalma ters kare kanunundan dolayı gözlenir [25].

#### 2.5.7.Geri saçılma faktörü

(RW3) Katı su fantomun' da  $d_{max}$  'ta ölçülen dozun ( $D_{max}$  ) , aynı derinlikte havada ölçülen doza oranı tanımlanır.

$$BSF = D_{max} / D_{hava} \quad (2.10)$$

Enerji arttıkça büyür (1'e yaklaşır). Alan boyutu arttıkça büyür (1'e yaklaşır). Kaynak cilt (SSD) mesafesinden bağımsızdır. Enerji arttıkça saçılan foton enerjisi arttığı için geri saçılma faktörü artmaktadır. Ölçüldüğü derinlik enerjiye bağılıdır. Co-60'ın altındaki enerjilerde, geri saçılma faktörünün ölçüm noktası olan  $d_{max}$  derinliği yüzeye yakın olduğu için geri saçılma faktörü' nün ölçüm derinliği yüzeyde kabul edilir [26].

Kolimatör saçılma faktörü ( $S_c$ ): Havada, belirlenen herhangi bir alanda  $d$  derinliğinde elde edilen doz ölçümünün, havadaki referans alandaki ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ )  $d_{\max}$  derinliğindeki ölçüme oranıdır [27].

Fantom saçılma faktörü ( $S_p$ ): RW3 katı su fantomunda belirlenen herhangi bir alanda  $d$  derinliğinde elde edilen doz ölçümünün, RW3 katı su fantomundaki referans alandaki ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ )  $d_{\max}$  derinliğindeki ölçüme oranıdır. Kullanılan RW3 katı su fantomdan kaynaklanan saçılan radyasyonun saptanmasında önemlidir [27,28].

## 2.6. Soğurulmuş Doz Hesaplama ve Ölçüm Protokolleri

Bu konuda ilk protokol olan IAEA TRS-277, 2 yıllık çalışma sonucu 1987 de yayınlandı. IAEA TRS-277, yüksek enerjili fotonlar ve hatta elektron demetleri için soğurulan doz elde edilmesinde bir iyon odasının kullanımı ile ilgili yöntemleri tanımlamaktadır. Bu protokolda ölçüm zincirinde kalibrasyon faktörleri;

- Işınlama
- Hava kerma
- Soğurulan doz
- PSDL (birinci derece standart dozimetri laboratuvarı)
- SSDL (ikinci derece standart dozimetri laboratuvarı)

olarak belirtilmiş, ayrıca yüksek enerjili fotonlar şuası için soğurulmuş doz elde edilmesinde bir iyon odasının kullanımı ile ilgili yöntemler de tanımlanmıştır.

### 2.6.1. Hesaplamalar

Kullanıcı iyon odasının hava kerma kalibrasyonuna dayandırılması tavsiye edilir. PSDL 'de ve SSDL 'nin kalibrasyon faktörleri, Co-60 şuasında belirli bir mesafedeki

bir noktada okuma veya yük başına düşen hava kerma ( $N_k$ ) faktörü ile iyon odalarının kalibrasyonunu esas almaktadır. Bir iyon odası ile doz dağılımı:

$$D_{air} = \frac{Q}{m_{air}} \frac{W}{e} = \frac{Q}{V_{\rho_{air}}} \frac{W}{e} \quad (2.11)$$

$Q$ : Oluşan yük

$W$ : Havada bir iyon çifti oluşumu için gerekli ortalama enerji

Eğer iyon odasının  $V$  hacmi doğru olarak bilinirse (primer standart iyon odasında olduğu gibi) kalibrasyon kalitesinde  $N_{D,c}$

$$N_{D,c} = \frac{D_{air,c}}{M_c} = \frac{1}{V_{\rho_{air,c}}} \frac{W}{e} \quad (2.12)$$

$\frac{W}{e}$  = fotonlar için sabit kullanılır. Böylece  $N_{D,c}$  faktörü, kavite içindeki hava

kütlesine ( $V_{\rho_{air}}$  'a) bağlıdır. Böylece belirli referans çevresel koşullar için iyon odasının bir sabitidir.

$N_{D,c} = N_{D,u} = N_D$  tüm kullanıcı foton demet kalitelerinde

$N_{D,c}$  : Soğurulan Doz Kalibrasyon Faktörü

$c$ : Kalibrasyonu

$u$ : Kullanıcıyı tanımlar.

Kullanıcı iyon odasının kalibrasyonu havada  $^{60}\text{Co}-\gamma$  demeti ile yapılır.

$D$  doz tayini için referans koşullar (ölçümler su fantomunda)

$^{60}\text{Co}-\gamma$  80cm-100cm (SSD/SAD)

10 x 10 cm<sup>2</sup> alan, 5 g.cm<sup>-2</sup> ( $Z_{ref}$ ) olur.

*Bragg-Gray eşitliği:* Su fantomunda ilgilenilen noktadaki suda soğurulan dozu belirlemek için kullanılır. İlk adımda hava kerma (sabit havada)  $K_{air,c}$  kullanıcı iyon odasının hava kavitesi içindeki soğurulan doz  $\bar{D}_{air,c}$  ile ilişkilendirilebilir ve;

$$\bar{D}_{air,c} = K_{air,c} (1-g) k_{att} k_m \quad (2.13)$$

$$N_{D,c} = \frac{\bar{D}_{air,c}}{M_c} \text{ ve } N_K = \frac{K_{air,c}}{M_c} \text{ olduğundan}$$

$$N_{D,c} = N_K (1-g) k_m k_{att} \quad (2.14)$$

olarak bulunur.

$N_{D,c}$ : İyon odasının soğurulan doz kalibrasyon faktörü.

$N_K$ : İyon odasının standart bir laboratuvar (SSDL) tarafından belirlenen hava kerma kalibrasyon faktörü (Elektrometre ile birlikte).

$g$ : İkincil yüklü parçacıkların havada frenleme ışınımında (bremsstrahlung) kaybettikleri enerji kesri.

$k_m$  : İyon odası duvarı ve doz giriş başlığı (build- up cap) materyalinin hava eşdeğeri olmamasını hesaba katan faktör.

$k_{att}$  : Kalibrasyon amacı ile ışınlanan iyon odasının duvarlarındaki azalmayı (soğurulma ve saçılma) hesaba katan faktör.

Bragg- Gray eşitliği ilgilenilen noktada (efektif ölçüm noktası) suda soğurulan dozu belirlemede kullanılabilir.

$(S_{w,air})_u$  : İlgilenilen noktada kullanıcı demet kalitesinde sudan havaya durdurma gücü oranıdır.

$P_u$ : Pertürbasyon faktörüdür. İyon odasının duvarının materyalinin ve hava kavitesinin su eşdeğeri olmamasını hesaba katan faktördür.

$$D_{w,u}(P_{eff}) = \bar{D}_{air,u}(S_{w,air})_u P_u \quad (2.15)$$

$S_{w,air}$  :Co-60 ilgilenilen noktada kullanıcı demet kalitesinde havada sudan havaya durdurma gücü oranı.

$P_u$ : Sudaki ölçümler süresince iyon odası duvarının su eşdeğeri olmadığını hesaba katan radyasyon enerjisine göre değişen pertürbasyon katsayısıdır. Efektif noktası kullanılmalıdır.  $P_u$  da merkezi elektrot için düzeltme genellikle çok net bilinmez fakat küçüktür.

$$D = M_u N_D (S_{w,air})_u P_u \quad (2.16)$$

*Warm-up etkisi:* İyon odası ile ölçümler yapmadan önce ölçüm sisteminin ısınması ve iyon odasının termal dengeye ulaşması için yeterli bir süre beklenmelidir.



*Sızıntı Akımı:* Sızıntı akımı ölçülmelidir. Gerçek ölçümler için bulunan akımlarla karşılaştırıldığında önemsiz olmalıdır.

*Polarite etkisi:* İyon odasının polarite etkisi, özellikle paralel düzlem iyon odaları için kontrol edilmelidir.

*Sıcaklık ve basınç;* İyon odaları ölçümler esnasında iyon odasına çevreleyen hava kütesine açıktır, İyon odasının kalibrasyon koşullarındaki hava sıcaklığı  $T_0$ , basınç  $P_0$  ölçümler esnasındaki sıcaklık  $T$  ve hava basıncı  $P$  ise;

$$C_{TP} = \frac{273.16 + T}{273.16 + T_0} \times \frac{P_0}{P} \quad (2.17)$$

Genellikle,  $T_0 = 20^\circ\text{C}$ ,  $P_0 = 1013.25\text{mbar}$  (760mmHg)'dir.

*Nem;* A-150 plastik veya naylon (Higroskopik materyal) olan iyon odaları dışındaki iyon odalarında nem, oda kavitesinde oluşan yük üzerinde küçük bir etkiye sahiptir. Eğer kalibrasyon faktörü %50 nemde ise %20-%70 nem aralığında  $15^\circ\text{C}$ - $25^\circ\text{C}$  sıcaklık aralığında düzeltme gerekmez. Kalibrasyon faktörü kuru havada; %20 - %70 nem ve  $15^\circ\text{C}$ - $25^\circ\text{C}$  sıcaklık aralığında ise düzeltme faktörü  $^{60}\text{Co} - \gamma$  demeti için  $k_h = 0.997$ 'dir.

$$D = M_u C_{T,P} N_D \left( S_{w,air} \right)_u P_u k_h \quad (2.18)$$

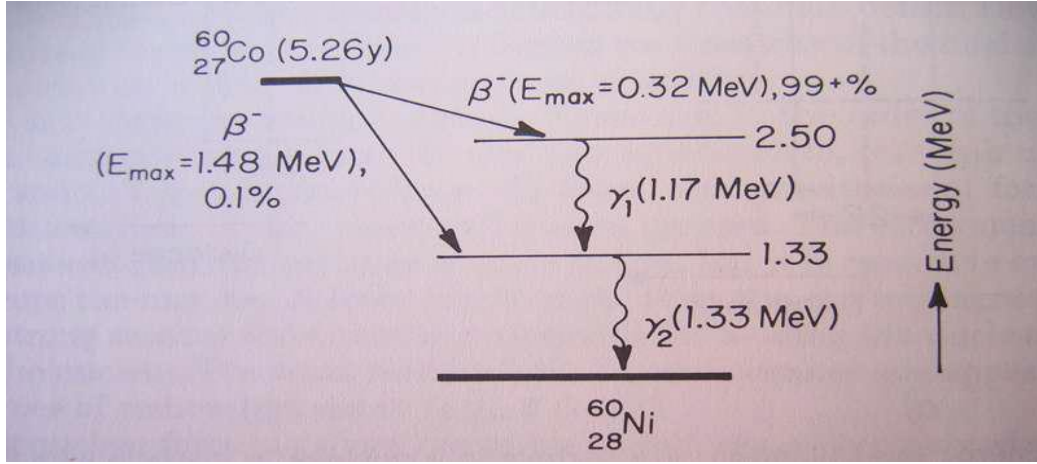
### 3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

#### 3.1 Deney Sistemleri

##### 3.1.1. Kobalt- 60 teleterapi cihazı

1735’ te İsveçli bilim adamı George Brandt, renkli camlardaki mavi rengin kobalt adlı yeni bir elementten kaynaklandığını gösterdi. Kobalt; 27 proton, 32 nötron, 27 elektrondan oluşmuş doğada kararlı halde bulunan sert, kırılğan hafif mavimsi renge sahip gri renkli bir metaldir. Kobaltın erime noktası 1495  $^{\circ}\text{C}$ , kaynama noktası 2870  $^{\circ}\text{C}$ , yoğunluğu ise 8,9gr/cm<sup>3</sup> ‘tür. Binlerce yıl boyunca cam ve seramiğe mavi renk verebilmek için kullanılmış olan kobalt doğada çeşitli minerallerin içinde bulunur [12]. Kobalt elementinin en çok bilinen izotopu radyoaktif haldeki Co-60’dır. Bu izotopun varlığı California Berkeley Üniversitesinden Gleen T. Seaborg ve John Livingood tarafından 1930’da bulunmuştur[29]. Co-60, doğada doğal halde bulunan Co-59’ un nükleer reaktörlerde nötron ile bombardıman edilmesi sonucunda elde edilir. Co-59’ un atom ağırlığı çekirdeğin nötron kapmasıyla bir birim artarak, atom radyoaktif kobalt atomuna (Co-60) dönüşmektedir [29, 30].

$\text{Co}^{60}$ ;  $\beta^{-}$  bozunumu sonucunda  $\text{Ni}^{60*}$  atomuna dönüşür. Bu dönüşümde maksimum enerjisi 0.32MeV olan  $\beta^{-}$  ışıması yapar. Ancak  $\text{Ni}^{60*}$  uyarılmış haldedir. Çekirdek, enerjileri 1,17MeV ve 1,33MeV olan iki gama ışıması daha yaparak  $\text{Ni}^{60}$ ’a dönüşür [31] (Şekil 3.1.).

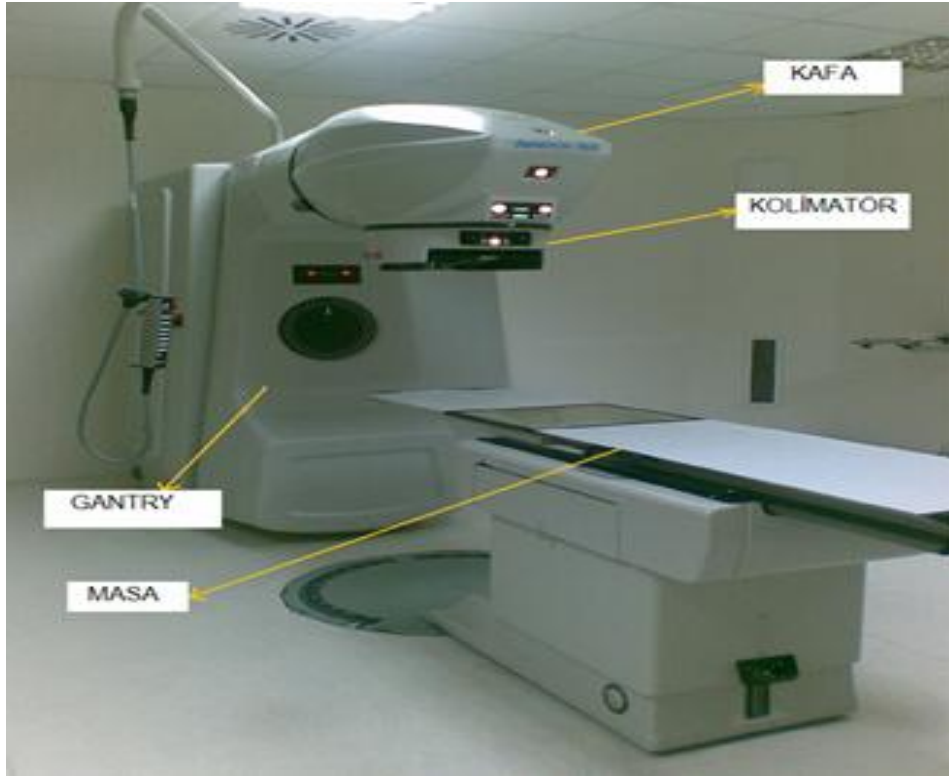


Şekil 3.1. Co-60' ın bozunma şeması

Tedavi aygıtları aracılığıyla vücut dışından hedef hacme radyasyonun gönderilmesi amacıyla kullanılan cihazlara teleterapi cihazları adı verilir. 1940'lı yıllarda nükleer reaktörlerin geliştirilmesi ile yüksek enerjili gama ışınları yayan yapay radyoaktif elementler elde edilmiş ve ilk radyoaktif kobalt (Co-60) kaynağı 1951 yılında Kanada'da teleterapi ünitesi olarak kullanılmaya başlanmıştır. Co-60 teleterapi cihazları radyasyon kaynağı olarak Co-60 kullanan makinelerdir [31, 32]. Co-60 teleterapi cihazı; Şekil 3.2'de görüldüğü üzere kaynağın bulunduğu kafa, ışının hastaya gönderildiği kolimatör, kafanın 80cm ya da 100cm'lik izosantır etrafında dönmesini sağlayan gantry, hastanın tedavi edildiği masa ve cihazın uzaktan kontrolünü sağlayan konsoldan oluşmuştur [25,30].

Radyoaktif kaynak "kafa" olarak adlandırılan kısımda bulunur ve bir kol ile taşınır. Bu kol dirsek yaparak döşemeye sabitleştirilen taşıyıcı bölüme bağlıdır ve taşıyıcı bölüme bağlı olduğu aks etrafında dairesel olarak döndürülebilmektedir (izosantrik kol). Böylece hasta masada yatarken kafa, izosantır etrafında belli bir çap dahilinde (80 cm) dönebilir ve hastanın hareket ettirilmeden değişik açılardan ışınlaması mümkün olur. Bu cihaz diğer x-ışını cihazları gibi elektrik enerjisinden yararlanarak ışın üretmez, ışın radyoaktif kaynaktan devamlı olarak yayınlanmaktadır. Halbuki x-ışın cihazları elektrik kesilince ışın üretmeyi durdururlar. Bu nedenle Co-60 cihazlarında kaynak, ışın sızdırmayan koruyucu bir blok içinde bulundurulur[30].

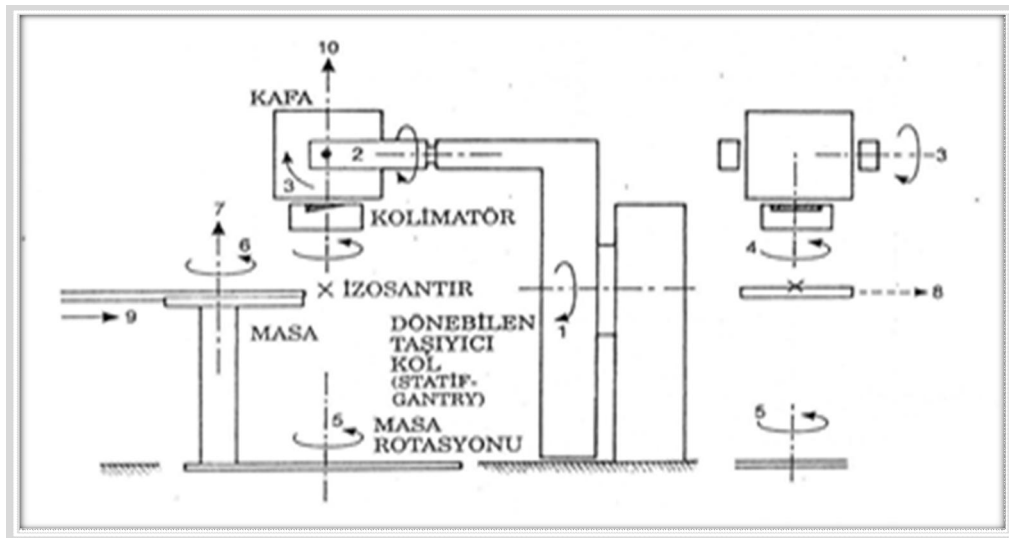
Tedavi esnasında ise kaynak koruyucu bloktan çıkar ve açma-kapama penceresi önüne gelir. Kolimatör ise pencerenin açılıp, gamma ışınının koruyucu bloktan yayınlanması durumunda, ışın sahasının genişliğini ayarlamaya yarar.



Şekil 3.2. Co-60 teleterapi cihazı

Silindir, disk ya da paletler şeklindeki Co-59 elementi düşük karbonlu paslanmaz çelik kapsül içine konularak sızma olmayacak şekilde kaynakla mühürlenir. Kapsül daha sonra nükleer reaktörde nötron ile bombardıman edilir. İstenen aktiviteye göre bu süre 1,5 seneden maksimum 5 seneye kadar çıkabilir. Böylece elde edilen Co-60 radyoaktif kaynağı bir kez daha paslanmaz çelik kapsül içine konularak kaynaklanır. Radyoaktif malzemenin herhangi şekilde ortama sızmasını önlemek için çift kapsüllü kaynaklanması önemli ve gereklidir. Bu şekilde kaynaklanan radyoaktif kaynaklara “çift kapsüllü” kaynaklar denir [25, 32, 33]. Co-60 teleterapi cihazında kullanılan silindir şeklindeki kaynak çapı 1,0-2,0cm, yüksekliği yaklaşık 2,5cm’dir. Teleterapi cihazlarında kaynak aktivitesi 5000Ci -10000Ci’dir [30].

Teleterapi cihazında kaynak ağırlığı yaklaşık 1 ton olan wolfram ve kurşundan yapılmış bir kafa içerisinde muhafaza edilir. Teleterapi cihazında kaynağın bulunduğu cihaz kafasına kaynağın yüklenmesini ve çıkarılmasını kolaylaştırmak için Co-60 kapsülü wolfram ve zayıflatılmış uranyumdan yapılmış bir çekmece üzerine monte edilmiştir. Yaygın olarak kullanılan tekniklerden birisi, kaynağın basınçlandırılmış hava ve yay sistemli bir sürücüye monte edilmesidir. Işını açık duruma getirmek için; sürücü hava ile kaynağı hastayı ışınlayacağı pozisyona gönderirken kapalı duruma getirmek için; yay kaynağı koruyucu çekmece içerisine iter [30].



Şekil 3.3. Co-60 cihazının şeması

### 3.1.2. Theratron 1000E Co-60 cihazı

Eş merkezli tedavi yapabilen Theratron 1000E Co-60 teleterapi cihazının kafasında 2cm çapında Co-60 radyoaktif kaynağı bulunmaktadır. Kaynağın gama enerjileri 1,332MeV ve 1,173MeV olup ortalama gama enerjisi 1,25MeV' dir. İzosantir'da radyasyon alanı  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'den  $35 \times 35 \text{ cm}^2$ 'ye kadar açılabilir. Cihazın maksimum doz derinliği 0,5cm'dir. Cihazın kafası  $180^\circ$ 'lik açı ile hareket edebilmektedir. Cihazın kaynak-eşmerkez mesafesi 100cm'dir.

### 3.1.3. Fantomlar

Doku eşdeğeri bir maddeden yapılmış modeller olup, insan vücudu veya bir organın radyasyon soğurma ve yansıtma karakteristiklerini tayin etmek üzere kullanılır. Fantom malzemesi x-ışını ve elektronlar için insan dokusunun radyasyona karşı eşdeğeridir. Yumuşak doku, kemik ve akciğerler gerçek yoğunluklarına eşdeğerdirler. Yumuşak dokular ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden üretilen rando plastiktir. Etkin atom numarası  $7,30 \pm \%1,25$  ve kütle yoğunluğu  $0,985 \pm \%1,25 \text{ g / cm}^3$  tür [31].

Temel doz dağılımları genellikle kas ve yumuşak doku yoğunluğuna çok yakın olduğu için fantom olarak su kullanılır. Ölçüm için su ortamının seçilmesinin bir diğer nedeni tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır. Suda ölçüm yapmanın en önemli dezavantajı; kullanılacak olan iyon odalarının su geçirmez olmasının gerekmesidir. Her zaman su kullanmak çok pratik olmadığından “katı su fantomları” tasarlanmıştır. İdeal olarak bir katı su fantomunun “su eşdeğeri” olabilmesi için efektif atom numarası, gram basına elektron sayısı, kütle yoğunluğu suya eşit olmalıdır. Klinik uygulamalarda MV foton ışınlarında en dominant etkileşme şekli “Compton” etkileşmesi olduğundan kullanılacak olan fantom materyalinin sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır. Fantom olarak sıklıkla plexiglass ve polyester kullanılır [25].

Soğurulan doz ölçümlerinde, foton ve elektron demetlerinin her ikisi için de fantom olarak su önerilir. İletken olmayan plastik fantomların kullanımı büyük dikkat gerektirir. Bu fantomlarda, birçok araştırmacı tarafından özellikle elektron demetlerinin ölçümlerinde yük birikmesi olduğu gösterilmiştir. Bu yük birikmesi iyon odası civarında elektrik alanı oluşturur, bu da elektron akımını kaviteye doğru yönlterek bir sinyal artışına neden olur. Bu nedenle soğurulan doz ölçümünde elektronlar için daima su ya da iletken plastik fantomlar kullanılmalıdır. Ölçüm derinliğinde dört kenardan en geniş alan için 5'er cm pay olmalıdır. 5cm pay, ölçüm yapılan maksimum derinliğin ötesinde olmalıdır. Kalibrasyonda ve soğurulmuş doz ölçümünde kullanılan fantom su fantomu olmalıdır ve radyasyon alan boyutundan en

az 5cm daha geniş olmalıdır.(30x30x30cm<sup>3</sup>) Fantomun ön pencere kalınlığı 2mm ile 5mm arasında olmalıdır [25].

#### 3.1.4. RW3 katı su fantomu

Çalışmamızda kullanılan PTW marka RW3 katı su fantomu 40x 40 cm<sup>2</sup> alanında olup 1mm, 2mm, 5mm ve 10mm gibi farklı kalınlıklarda plakalardan oluşmuştur. Bu fantom % 2 TiO<sub>2</sub> içeren beyaz polisitren malzemeden yapılmış olup yoğunluğu 1.045g/cm<sup>3</sup>'tür. Su eşdeğeri bir malzeme olarak yüksek enerjili foton ve elektronların dozimetresinde kullanılır. Ayrıca iyon odalarının yerleştirilmesi için farklı hacimlerde yuvaları olan plakaları da vardır.

#### 3.2. Doku Eşdeğeri Malzemeler

*Bolus:* ICRU Report 24'te bolus materyali, radyasyonla ışınlanan bir bölgenin üzerine yerleştirilen ışıında azalma veya maksimum doz ya da fazladan saçılma sağlayan doku eşdeğeri materyal olarak tanımlanmıştır. Bolusun doku eşdeğeri olmasının yanında ışınlanacak olan alanın ayarlanmasını kolaylaştırmak için şeffaf olması önemlidir. Ayrıca yüzey çevresinin kolayca uyabilmesi için yeterince elastik olması ve şekil verilebilmesi, yüksek doz düzeylerinden etkilenmemesi, dayanıklı, toksik olmaması, yanmaz olması, bakteri ve mantar üremesine izin vermemesi ve kabul edilebilir bir maliyette olması klinik kullanım açısından önemlidir [32].

Bolus doku eksikliğini gidermek amacıyla cilt üzerine yerleştirilir; üstü ışın eksenine dik bir düzlem oluşturur. Bolus kullanıldığında cilde ulaşan saçılan radyasyon etkisi artar. Dolayısıyla ışının cilde giriş dozu artar. Ayrıca bolus ciltle temasta olduğundan bolusun oluşturduğu ikincil elektronlar cilt dozunu arttırmaktadır [32,33].

Bolus temelde jel bolus ve şekil verilebilen bolus olarak iki kısma ayrılabilir. Jel boluslar önceden hazırlanmış jel tabakalar olarak ışınlama sahasının üzerine örtülebilirler (süperflab, süper fleks, elastometrik polimer, elastojel). Şekil verilebilen boluslar ışınlama sahasında şekillenip katılaşabilen boluslardır (süperstaf,

akuaplast ). Bir de bolus olarak balmumu (wax) kullanılmaktadır. Bugün kliniklerde en yaygın kullanılan bolus türü diğerlerine göre daha saydam ve kararlı özellik gösteren süperflab boluslardır. Süperflab bolus belirli kalınlıklarda ki jel tabakalardan oluşup yarı saydam özelliği ile tedavi alanının görülebilmesine imkan vermektedir [32,33].

*Oyun hamuru:* Bileşiğinin, esas olarak bir katı-sıvı karışımı olduğunu bilinmektedir. İçerisine su, nişasta bazlı birleştirici, tuz, yağ, yüzey, koruyucu, sertleştirici, nemlendirici, parfüm ve renklendirici gıda boyası eklenerek hazırlanır ve yoğunluğu bire yakındır.

*Parafin:* Ortalama zincir uzunluğu 20-30 karbon atomundan oluşan hidrokarbonların kompleks bir karışımıdır. Bileşiminde %80-%90 oranında düz zincirli hidrokarbonlar olan normal parafinler bulunur. Geri kalan kısmı ise dallanmış ve halka yapılı parafinler oluşturur. Ham parafinin erime noktası 37°C ile 48°C tam rafine edilmiş parafinin ise erime noktası, 48°C ile 66°C arasında değişir. Erime noktası yüksek olan parafin mumu çoğunlukla 26-30 karbonlu alkanlardır. Parafin yoğunluğu bire yakın olup  $0,90 \frac{g}{cm^3}$  'tür. Parafinin en önemli özellikleri reaksiyon hızlarının çok düşük olması ve suyla etkileşimlerinin az olmasıdır.

*Balmumu:* Molekül ağırlığı yüksek, doymuş veya doymamış bazı asitler, alkol ve ester karışımıdır. Bunlar alkali esterler (%72), serbest yağ asitleri (%14), hidrokarbonlar (%11), serbest alkoller (%1) ve bilinmeyen maddelerdir (%2). Balın yoğunluğu bire yakındır ( $0,966 \frac{g}{cm^3}$ ). Erime noktası 62°C -65°C derecedir.

*İzotonik su:* İçinde ilacı, tuzlu su (aynı zamanda tuzlu su çözeltisi) bir steril çözelti atıfta genel bir ifade olan sodyum klorit (NaCl, daha yaygın olarak bilinen tuzlu su içinde) ama bu yerleştirilmek üzere olduğu zaman, sadece steril parenteral olarak, aksi takdirde (örneğin, intravenöz olarak), bir tuz çözeltisi olan bir tuzlu su çözeltisidir. Hücre biyolojisi, moleküler biyoloji ve biyokimya deneylerde kullanılır. Yoğunluğu bire yakındır.

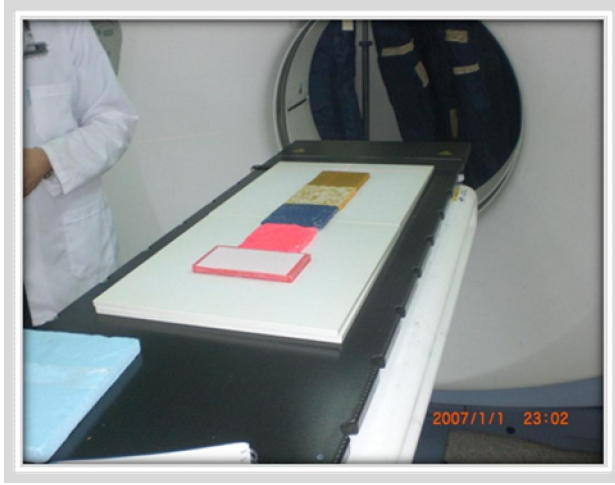


*Pembe wax:* Parafinle kimyasal olarak aynı özelliği taşımaktadır. İçerisine renklendirici katılmıştır ve kullanımı açısından kolaylık sağlamak amacıyla kalıplar şeklinde üretilmiştir. Genellikle diş kalıbı almak için kullanılmaktadır.

Yeni doku eşdeğeri malzemeler yaratmak amacıyla balmumu ve parafin malzemeleri kullanılarak yeni karışımlar elde edildi. Önce %5 parafin ve %95 balmumu karıştırıldı. Bu işlem parafin %95 ve balmumu % 5 olunca ya kadar devam etti ve her karışıma bir numara verildi. %50 balmumu ve %50 parafin karışımının içine pirinç konularak yeni bir karışım daha elde edilmeye çalışıldı.

Çizelge 3.2. Doku eşdeğeri malzemesi olarak kullanılan karışımların sayı kodları

| Karışım No: | Balmumu(%)                                 | Parafin(%) |
|-------------|--------------------------------------------|------------|
| 1           | 0                                          | 100        |
| 2           | 100                                        | 0          |
| 3           | 95                                         | 5          |
| 4           | 90                                         | 10         |
| 5           | 85                                         | 15         |
| 6           | 80                                         | 20         |
| 7           | 75                                         | 25         |
| 8           | 70                                         | 30         |
| 9           | 65                                         | 35         |
| 10          | 60                                         | 40         |
| 11          | 55                                         | 45         |
| 12          | 50                                         | 50         |
| 13          | 45                                         | 55         |
| 14          | 40                                         | 60         |
| 15          | 35                                         | 65         |
| 16          | 30                                         | 70         |
| 17          | 25                                         | 75         |
| 18          | 20                                         | 80         |
| 19          | 15                                         | 85         |
| 20          | 10                                         | 90         |
| 21          | 5                                          | 95         |
| 22          | % 50 Balmumu + % 50 parafin + kırık Pirinç |            |
| 23          | PEMBE WAX                                  |            |
| 24          | PİRİNÇ UNU                                 |            |
| 25          | İZOTONİK SU                                |            |
| 26          | SARI BOLUS                                 |            |
| 27          | KIRIK PİRİNÇ                               |            |
| 28          | OYUN HAMURU                                |            |
| 29          | TOZ BOLUS                                  |            |



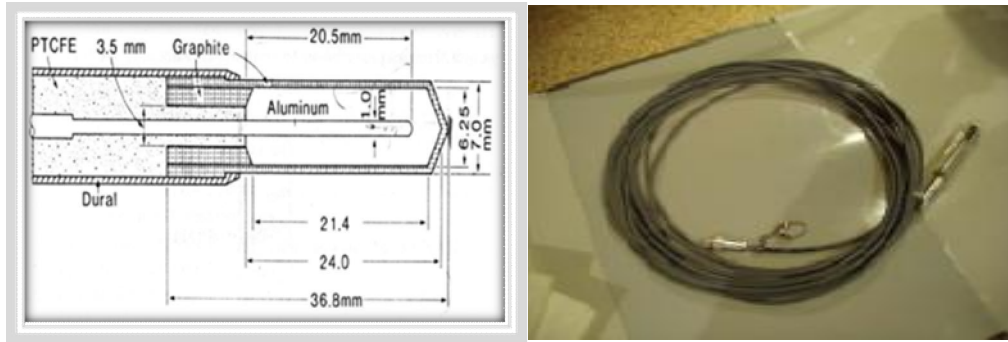
Şekil 3.4. Doku eşdeğeri malzemeler

### 3.3. İyon Odaları

İyon odaları, iyonize radyasyonun doz hızını  $\text{mr/saat}$  veya  $\text{r/saat}$  cinsinden ölçümü için tasarlanmıştır. Dedektör genellikle silindir şeklindedir ve hava ile doldurulmuştur. Radyasyon dedektör içindeki hava ile etkileştiğinde iyon çiftleri oluşur ve toplanan iyon çiftleri küçük bir akım oluşturur. Hava içinde iyonize olan bu yükler ve oluşan iyonize akım doz hızını belirler.[34].

#### 3.3.1. Silindirik iyon odaları

Hacimleri  $0,1\text{cm}^3$ -  $1\text{cm}^3$  aralığındadır. İç çapları 7mm'den küçük, iç uzunlukları 25mm' den kısadır. İyon odasının yapısı olabildiğince homojen olmalıdır. İyon odasının duvar materyali ve doz giriş başlığı (build-up cap) materyalinin aynı olması gerekmez. Ancak her ikisinin bileşimi de bilinmelidir. Dış basınç koşulları ile çabuk dengeye gelecek şekilde dizayn edilmiştir (Şekil 3.5.). Silindirik geometri tasarımlı iyon odalar ile yapılan ölçümlerde yöne bağımlılık yoktur [35].



Şekil 3.5. Silindirik iyon odası [23]

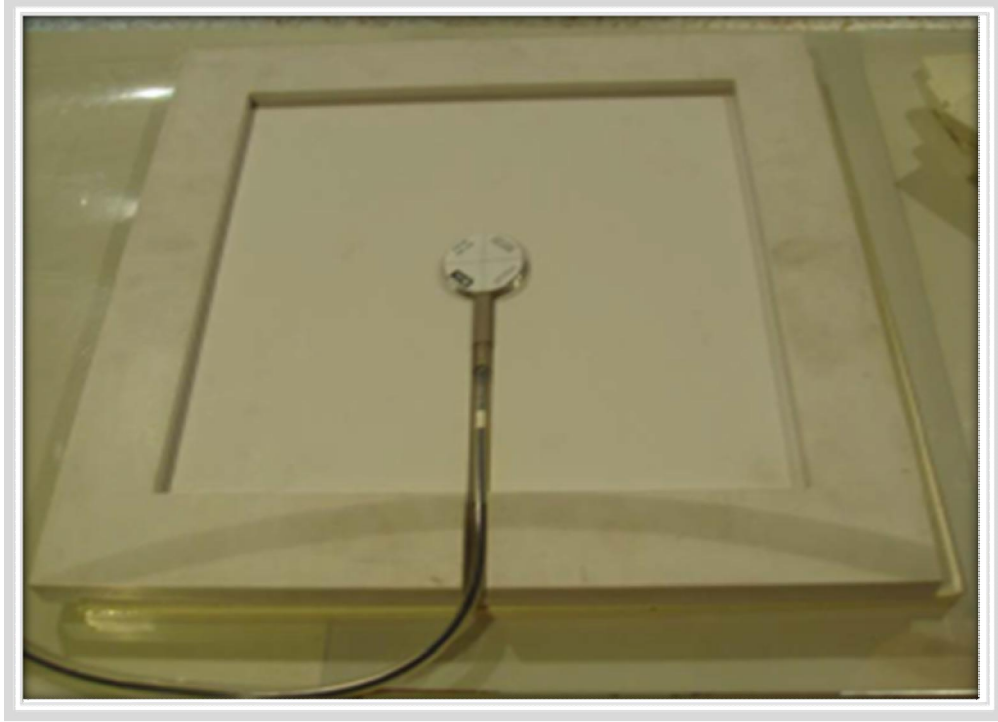
### 3.3.2. Paralel plakalı iyon odaları

Paralel düzlem iyon odalarında plakalar arasındaki mesafe 2mm'den ve toplayıcı elektrotların yarıçapı 20mm'den az olmamalıdır. Pencerenin önü ince olmalıdır, 1mm'den küçük olması tercih edilir. Kaviteyi çevreleyen materyal su eşdeğeri olmalıdır. Yani kütle çarpışma durdurma gücü ve lineer saçılma gücü su gibi olmalıdır. Paralel düzlem tasarımlı iyon odaları ile gelen ışınlar bir pencereden geçtikten sonra hassas hacme ulaşırlar, bu nedenle pencere ölçülecek radyasyon tarafına yönlendirilmelidir (Şekil 3.6).

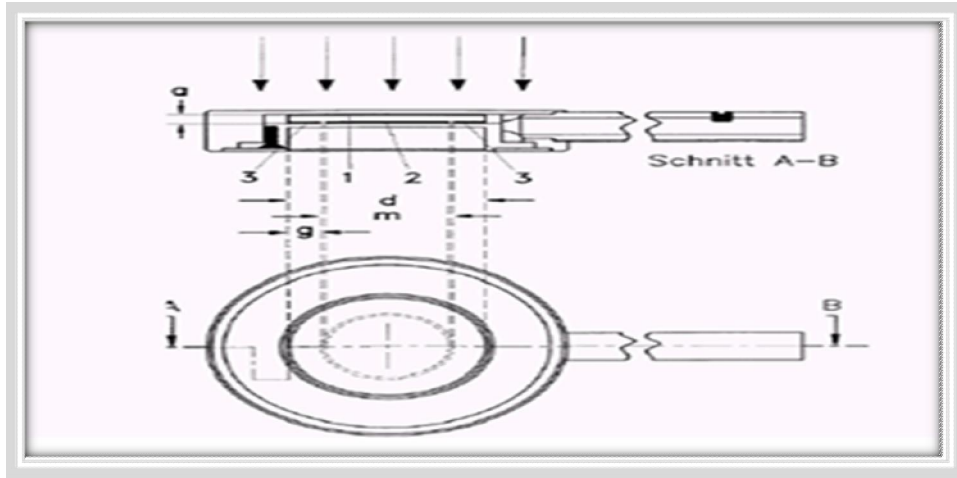
Paralel plakalı iyon odalarının elektrot mesafesi sabittir. Işın karbonla kaplı ince metal yaprak şeklindeki üst elektrottan içeri girer. Alt elektrot (toplama elektrodu) küçük demir para şeklinde olup koruyucu halka (guard ring) ile çevrelenmiştir ve bir elektrometreye bağlıdır. Mikrometre vidasının sayesinde elektrot aralığı değiştirilebilmektedir. Bu sayede iyonlaşma ölçülür ve yüzey dozu saptanır [36]. Paralel plakalı iyon odalarının yüksek enerjili foton ışınlamalarında maksimum doz bölgesi ölçümleri için uygun olduğu çeşitli çalışmalarla saptanmıştır [35,36] (Şekil 3.7).

İyon odasının ince duvar ya da penceresi önemli duvar azaltma etkisi olmaksızın fantom yüzeyinde pratik olarak ölçüm alınmasına olanak sağlar. İyon odasının üzerine eklenen fantom plakalarıyla derinliğin fonksiyonu olarak dozdaki değişim

incelenebilir. Üst toplama elektrotunun yüzeyinin hemen yakınında çok iyi tanımlanmış etkin ölçüm noktasına sahiptirler. Yüzeye yakın derinliklerdeki ölçümlerde geniş aralığı nedeniyle uygun olmayan silindirik iyon odalarının kullanımına göre daha avantajlıdır [37,38].



Şekil 3.6. Paralel plakalı iyon odası [23]



Şekil 3.7. Paralel plakalı iyon odası şeması ( 1 ) polarizasyon elektrotu; ( 2 ) ölçüm elektrotu; ( 3 ) koruyucu halka. ( a ) elektrot mesafesi ( hava kavitesi yüksekliği ); ( d ) polarizasyon elektrotu çapı; ( m ) toplayıcı elektrot çapı; ve ( g ) koruyucu halka genişliği [20]

#### İyon odası ve dozimetre;

- Co-60 uygulamalarında silindirik ve paralel yüzlü iyon odalarının kullanılması tavsiye edilmektedir.
- İyon odasının referans noktası silindirik iyon odasının merkezi eksen, paralel yüzey iyon odasının ön penceresinin iç yüzeyi alınmaktadır.
- Bu referans noktalar, su fantomunun referans derinliğinde oluşturulmalıdır.

Ölçümlerde PTW (Physikalisch-Technische, Werkstätten, Freiburg-Germany) model 23343-2678 Roos-tipi paralel plakalı iyon odası ve PTW PMMA marka silindirik iyon odası kullanılmıştır (Şekil 3.8). Bu iyon odaları sabit elektrot mesafesine sahip olup foton ışınlamalarında yüzey ve doz giriş (build-up) bölgesi doz ölçülerinde kullanılır.

Duvar materyali PMMA olup kalınlığı 1mm dir. İyon odasının koruyucu halka genişliği (guard ring) 4mm, toplayıcının kenara uzaklığı 0,2mm'dir. Elektrot mesafesi 2mm ve hassas hacmi  $0,35\text{cm}^3$  tür.  $\pm 200\text{V}$  polarizasyon geriliminde  $4\times 4\text{cm}^2$ ' den  $40\times 40\text{cm}^2$ ' ye kadar olan alanlarda ölçüm alınabilmektedir.



Şekil 3.8. PTW marka iyon odası [21]

Bunun yanında, ölçümlerde PTW model Unidose tipi dozimetre kullanılmıştır. Foton ve elektron dozimetresinde R, R/dak, Gy, Gy/dak, Sv/saat, amper ve coulomb cinsinden doz, doz hızı ve akım değerlerini okuyabilen bir cihazdır. Farklı polarizasyon voltajlarında ölçüm yapma imkanını verir (0V-400V). Sıcaklık ve basınç değerleri girilebilmekte olup (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. PTW- Unidose dozimetre

## 4. YÖNTEM

### 4.1. Silindirik İyon Odası ile Yapılan Ölçümler

Öncelikle, cihazda  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  boyutlu alanlar açıldı ve cilt kaynak mesafesi SSD 100cm ayarlandı. Daha sonra bremsstrahlung sebebiyle oluşacak geri saçılmaları azaltmak amacıyla 5cm kalınlığındaki RW3 katı su fantomu masaya yerleştirildi. Üzerine silindirik iyon odası için özel yuvası bulunan RW3 katı su fantomu koyuldu. PTW PMMA marka silindirik iyon odası, üst yüzeyi RW3 katı su fantomu yüzeyi ile aynı düzlemde olacak şekilde fantom içerisindeki yuvasına yerleştirildi. 5cm derinlikte ölçüm alınabilmesi için iyon odasının yerleştirildiği RW3 katı su fantomunun üzerine 5cm'lik RW3 katı su fantomları yerleştirildi. İyon odası elektronik kablo aracılığı ile elektrometreye bağlandı. Termometre ve barometre, ölçüm düzeneğine yakın olacak şekilde tedavi masasının üzerine konuldu. Gantry ve kolimatör açısı sıfırdayken ışın merkezi eksenine ile iyon odası merkezi kaynak cilt (SSD) mesafesi 100cm de çakıştırıldı. İlk önce  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  boyutlu alanlarda 5cm derinlikte elektrometre de 1 MU (100sn'de 1Gy ) doz verilerek ölçümler alındı (Şekil 3.10). 0,5cm'lik RW3 katı su fantomu ölçüm düzeneği bozulmayacak şekilde üst yüzeyden alındı ve yerine sırası ile 0,5cm'lik doku eşdeğeri malzemeler konularak  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  boyutlu alanlarda 5cm derinlikte elektrometre de 1 MU (100sn' de 1Gy ) doz verilerek her bir malzeme için tek tek ölçümleri alındı. 1cm'lik RW3 katı su fantomu ölçüm düzeneği bozulmayacak şekilde üst yüzeyden alındı ve yerine sırası ile 1cm'lik doku eşdeğeri malzemeler konularak  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  boyutlu alanlarda 5cm derinlikte elektrometre de 1MU (100sn'de 1Gy ) doz verilerek her bir malzeme için tek tek ölçümleri alındı. Ortamın sıcaklık( $^{\circ}\text{C}$ ), basınç(mbar) değerleri not alınarak elektrometre de 1MU (100sn'de 1Gy ) doz verilerek elektrometrede okunan doz değerleri (D) kaydedildi. Her bir malzeme için bu ölçümler üçer kere tekrarlandı. RW3 katı su fantomunun doz hızı değeri referans değeri olarak kabul edilerek diğer malzemelerin sonuçlarının bu referans değerine göre doz hızı değerlerindeki (D) sapmalar hesaplandı.





Şekil 4.1 Silindirik iyon odasına ait kurulum

#### 4.2. Paralel Plakalı İyon Odası ile Yapılan Ölçümler

Radyoaktif metaller bazı durumlarda hastanın tümörünün bulunduğu yüzey üzerine konularak yapılmaktadır. Bu uygulamada kullanılan maddeler sıklıkla Co-60, Sr-90, Radium veya Iridium gibi radyoaktif metallerdir. En sık kullanıldığı hastalıklar ise cilt kanseri ve göz tümörleridir. Bu duruma *kontak radyoterapi*, uygulanan doza da *kontak doz* denir.

Kontak doz değerini bulabilmek için silindirik iyon odasındaki gibi öncelikle cihazda  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  boyutlu alanlar açıldı ve cilt kaynak mesafesi SSD 100cm'ye ayarlandı. Daha sonra bremsstrahlung sebebiyle oluşacak geri saçılmaları azaltmak amacıyla 5 cm kalınlığındaki RW3 katı su fantomu masaya yerleştirildi. Üzerine paralel plakalı iyon odası için özel yuvası bulunan RW3 katı su fantomu PTW (Physikalisch-Technische, Werkstätten, Freiburg-Germany) model 23343-2678 Roos-tipi marka paralel plakalı iyon odası, üst yüzeyi RW3 katı su fantomu yüzeyi ile aynı düzlemde olacak şekilde fantom içerisindeki yuvasına Şekil 3.11'deki gibi alanın tam merkezinde olacak şekilde yerleştirildi. İyon odası elektronik kablo aracılığı ile dozimetreye (elektrometreye) bağlandı. Termometre ve barometre ölçüm düzeneğine yakın olacak şekilde tedavi masasının üzerine konuldu. Gantry ve kolimatör açısı

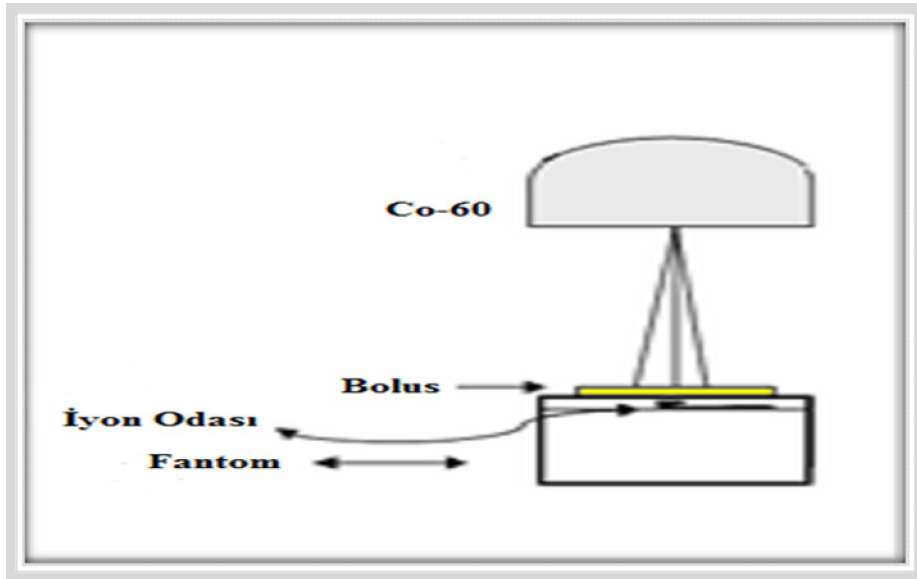
sıfırdarken ışın merkezi eksenini ile iyon odası merkezi kaynak cilt mesafesi SSD 100cm de karşılaştırıldı. İlk önce 0,5cm'lik katı RW3 fantom iyon odası üzerine konularak  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  boyutlu alanlarda elektrometre de 1 MU (100sn'de 1Gy ) doz verilerek kontakt doz ölçümü alındı (Şekil 3.12). 0,5cm'lik RW3 katı su fantomu ölçüm düzeneği bozulmayacak şekilde üst yüzeyden alındı ve yerine sırası ile 0,5cm'lik doku eşdeğeri malzemeler konularak  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  boyutlu alanlarda elektrometre de 1MU (100sn'de 1Gy ) doz verilerek her bir malzeme için tek tek kontakt doz ölçümleri alındı. 1cm'lik RW3 katı su fantomu iyon odası üzerine şekil 3.13 'deki gibi konularak  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  boyutlu alanlarda elektrometre de 1MU (100sn'de 1Gy ) doz verilerek kontakt doz ölçümü alındı. 1cm'lik RW3 katı su fantomu ölçüm düzeneği bozulmayacak şekilde üst yüzeyden alındı ve yerine sırası ile 1cm'lik doku eşdeğeri malzemeler konularak  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  boyutlu alanlarda elektrometre de 1MU (100sn'de 1Gy ) doz verilerek her bir malzeme için tek tek kontakt doz ölçümleri alındı. Ortamın sıcaklık ( $^{\circ}\text{C}$ ), basınç (mbar) değerleri not alınarak elektrometre de 1MU (100sn'de 1Gy ) doz verilerek elektrometrede okunan kontakt doz değerleri (D) kaydedildi. Her bir malzeme için bu ölçümler üçer kere tekrarlandı. RW3 katı su fantomunun doz hızı değeri referans değeri olarak kabul edilerek diğer malzemelerin sonuçlarının bu referans değerine göre doz hızı değerlerindeki (D) sapmalar hesaplandı.



Şekil 4.2. Paralel plakalı iyon odasına ait kurulum



Şekil 4.3. RW3 Katı su fantom



Şekil 4.4. Ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi

Yukarıda anlatılan bütün ölçümler için Gerbi ve arkadaşlarının belirttiği polarite etkisi dikkate alınarak (+) ve (-) polarizasyon voltajlarında ölçüm yapıldı. Polarizasyon etkisinin önerilen sınırlar içinde olup olmadığı araştırıldı. Ölçümlerde kurulumla ilgili mesafe hatalarını gidermek için sabit kaynak iyon odası mesafesi

kullanıldı. Dolayısıyla maksimum doz bölgesinde elde edilen okumalar, ters kare kanuna göre mesafe düzeltmesi yapıldıktan sonra relatif doz değerlerine dönüştürüldü. Derin doz yüzdesi de bu ters kare kanunun etkisi dolayısıyla kaynak cilt (SSD) mesafesinin artmasıyla birlikte arttı.

Normalizasyon iki şekilde yapıldı. Birincisi; elde edilen mesafe düzeltmesi yapılmış okuma değerlerinde her alan boyutundaki ölçüm değerleri içindeki, en yüksek doz değeri, maksimum doz değeri ve oluşturduğu derinlik; maksimum doz derinliği olarak alınıp tüm ölçüm değerleri maksimum doz değerine normalize edildi. İkincisinde ise açık alandaki maksimum doz, diğer doku eşdeğeri malzemelerin alanlarına normalize edildi. Elde edilen verilerden derinliğin sıfır olduğu durumlardaki okuma değeri yüzey dozu olarak belirlendi. Derinliğin sıfır olduğu noktadaki relatif yüzde derin doz değeri, yüzde yüzey dozu olarak kabul edildi. Böylece 0,5cm ve 1cm kalınlığında olan her bir malzeme için %DD değerleri elde edilmiş oldu. Doz değerleri karşılaştırılarak malzemelerin yoğunlukları suya eşdeğer olmasına rağmen tedavilerde eksik cilt dokusunu tamamlamak amacıyla kullanıldıklarında kabul edilebilen sınır değerleri içerisinde olup olmadıkları araştırıldı.

## 5. BULGULAR

### 5.1. Silindirik İyon Odası ile Yapılan Ölçümlerin Sonuçları

Her malzeme için doz hızı değerlerini hesaplamada ölçülen ve sabit değer olarak alınarak kullanılan parametreler aşağıda açıklanmıştır:

$m$  (cGy): Elektrometreden okunan değerlerin ortalaması

$P_u$ : Kullanılan iyon odasına ait pertürbasyon faktörü

$N_D$ : İyon odasında soğrulan doz kalibrasyon faktörü

$S_{w,air}$ : Sudan havaya uygulanan durdurma gücü

$T$ : Ölçüm sırasında okunan, ortam sıcaklığı

$^{\circ}C$ : Santigrad derece

$P$ : Ölçüm sırasında okunan, ortam basıncı

$mbar$ : Milibar

$C_{TP}$ : Basınç – Sıcaklık düzeltmesi

$D$ : Doz hızı değeri (efektif doz değeri)

$$C_{TP} = \frac{273.16 + T}{273.16 + T_0} \times \frac{P_0}{P}$$

Formülü kullanarak basınç-sıcaklık düzeltmesi yapıldı ve aşağıdaki formülde yerine yazıldı.

$$D = M_u N_D (S_{w,air})_u P_u$$

Formülü kullanarak her bir doku eşdeğeri malzeme için doz hızı değerleri ve bu değerlerin referans olarak kabul edilen (RW3) katı su fantomunun  $D$  doz değeri arasındaki sapma değerleri;

- 0.5 cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerin silindirik iyon odası kullanılarak yapılan uygulamaları için Çizelge 5.1' de,
- 1 cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerin silindirik iyon odası kullanılarak yapılan uygulamaları için Çizelge 5.2' de gösterilmiştir.

Çizelge 5.1. 0,5cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerinin *silindirik* iyon odası kullanılarak aldıkları doz hızı ve sapma değerleri

| DOKU<br>ESDEĞERİ<br>MATERYALLER | m<br>(cGy) | T<br>(°C) | P<br>(mbar) | C <sub>TP</sub> | D<br>(cGy/dk) | Sapma<br>Değeri |
|---------------------------------|------------|-----------|-------------|-----------------|---------------|-----------------|
| Rw3                             | 50,41      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,27         | 1               |
| 1                               | 50,71      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,62         | 0,994           |
| 2                               | 50,44      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,30         | 0,999           |
| 3                               | 50,58      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,47         | 0,996           |
| 4                               | 50,81      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,74         | 0,992           |
| 5                               | 50,76      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,68         | 0,993           |
| 6                               | 50,64      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,54         | 0,995           |
| 7                               | 50,47      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,34         | 0,998           |
| 8                               | 50,69      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,60         | 0,994           |
| 9                               | 50,50      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,37         | 0,998           |
| 10                              | 50,57      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,46         | 0,997           |
| 11                              | 50,65      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,55         | 0,995           |
| 12                              | 50,59      | 22        | 1007        | 1,012           | 59,68         | 0,993           |
| 13                              | 50,59      | 22        | 1007        | 1,012           | 59,68         | 0,993           |
| 14                              | 50,52      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,40         | 0,998           |
| 15                              | 50,53      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,41         | 0,998           |
| 16                              | 50,55      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,43         | 0,997           |
| 17                              | 50,56      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,44         | 0,997           |
| 18                              | 50,57      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,46         | 0,997           |
| 19                              | 50,41      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,27         | 1,000           |
| 20                              | 50,48      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,35         | 0,999           |
| 21                              | 50,33      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,17         | 1,002           |
| 22                              | 50,36      | 21        | 1007        | 1,009           | 59,21         | 1,001           |
| 23                              | 50,60      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,43         | 0,997           |
| 24                              | 50,91      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,80         | 0,991           |
| 25                              | 50,88      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,76         | 0,992           |
| 26                              | 50,55      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,37         | 0,998           |
| 27                              | 49,92      | 21        | 1001        | 1,015           | 59,04         | 1,003           |
| 28                              | 49,49      | 22        | 1001        | 1,018           | 58,73         | 1,009           |
| 29                              | 49,90      | 22        | 1001        | 1,018           | 59,22         | 1,000           |

Aynı iyon odası kullanıldığı için:

$$P_U = 1.002, \quad S_{w,air} = 1,133, \quad N_D = 1.026 \text{ sabit değerlerdir.}$$

Çizelge 5.2. 1cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerinin *silindirik* iyon odası kullanılarak aldıkları doz hızı ve sapma değerleri

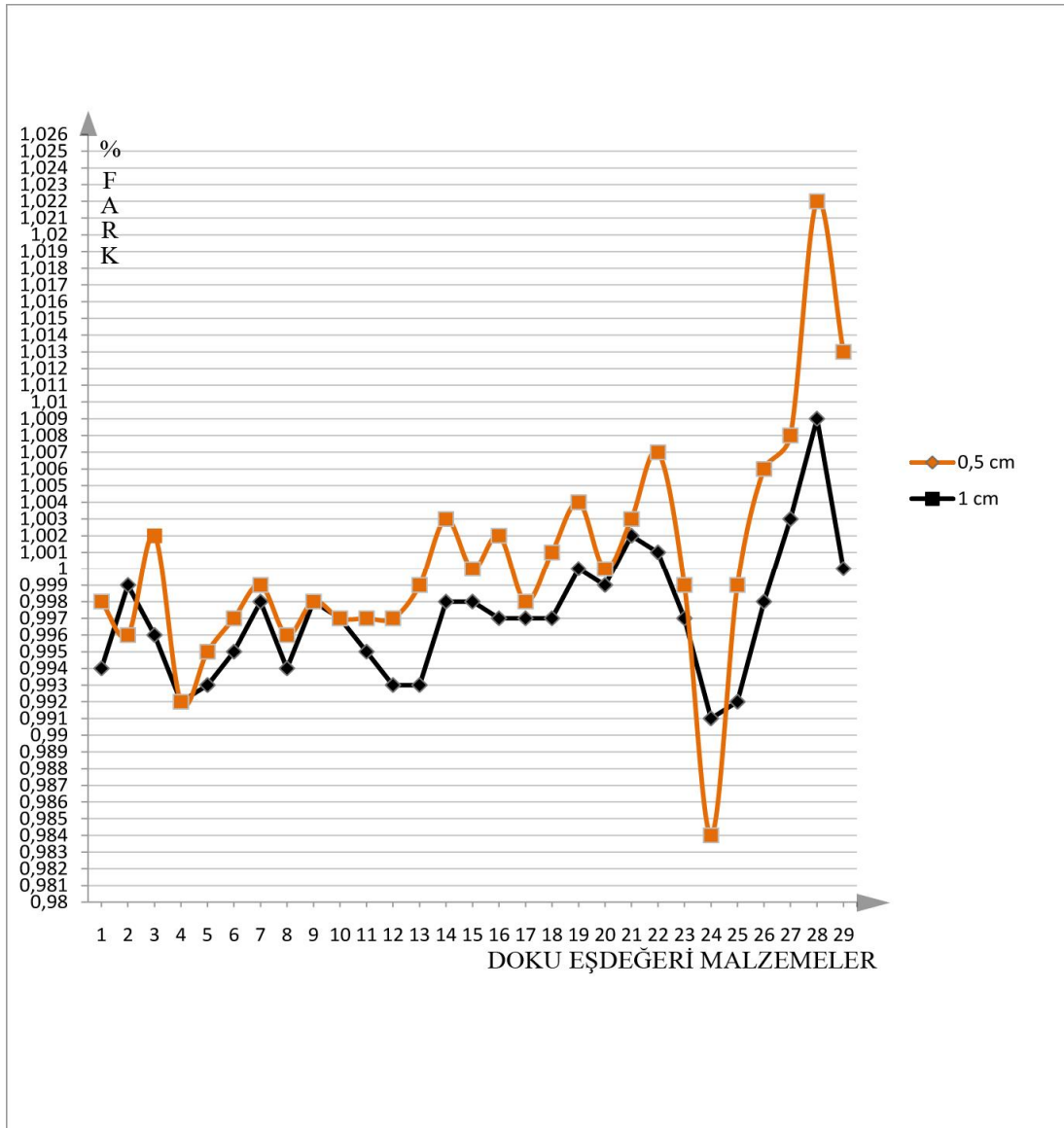
| DOKU<br>ESDEĞERİ<br>MATERYALLER | m<br>(cGy) | T<br>(°C) | P<br>(mbar) | C <sub>TP</sub> | D<br>(cGy/dk) | Sapma<br>Değeri |
|---------------------------------|------------|-----------|-------------|-----------------|---------------|-----------------|
| Rw3                             | 50,65      | 22        | 1008        | 1,011           | 59,69         | 1               |
| 1                               | 50,9       | 21        | 1008        | 1,008           | 59,78         | 0,998           |
| 2                               | 51,04      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,95         | 0,996           |
| 3                               | 50,72      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,57         | 1,002           |
| 4                               | 51,22      | 21        | 1008        | 1,008           | 60,16         | 0,992           |
| 5                               | 51,09      | 21        | 1008        | 1,008           | 60,01         | 0,995           |
| 6                               | 50,95      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,84         | 0,997           |
| 7                               | 50,87      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,75         | 0,999           |
| 8                               | 51         | 21        | 1008        | 1,008           | 59,90         | 0,996           |
| 9                               | 50,92      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,81         | 0,998           |
| 10                              | 50,97      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,87         | 0,997           |
| 11                              | 50,96      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,86         | 0,997           |
| 12                              | 50,95      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,84         | 0,997           |
| 13                              | 50,88      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,76         | 0,999           |
| 14                              | 50,69      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,54         | 1,003           |
| 15                              | 50,81      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,68         | 1,000           |
| 16                              | 50,74      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,60         | 1,002           |
| 17                              | 50,92      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,81         | 0,998           |
| 18                              | 50,77      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,63         | 1,001           |
| 19                              | 50,62      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,46         | 1,004           |
| 20                              | 50,81      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,68         | 1,000           |
| 21                              | 50,68      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,53         | 1,003           |
| 22                              | 50,49      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,30         | 1,007           |
| 23                              | 50,86      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,74         | 0,999           |
| 24                              | 51,64      | 21        | 1008        | 1,008           | 60,65         | 0,984           |
| 25                              | 50,88      | 21        | 1008        | 1,008           | 59,76         | 0,999           |
| 26                              | 50,69      | 20        | 1008        | 1,005           | 59,34         | 1,006           |
| 27                              | 50,09      | 21        | 1001        | 1,015           | 59,24         | 1,008           |
| 28                              | 49,36      | 21        | 1001        | 1,015           | 58,38         | 1,022           |
| 29                              | 49,8       | 21        | 1001        | 1,015           | 58,90         | 1,013           |

Aynı iyon odası kullanıldığı için:

$$P_U = 1.002 , \quad S_{w,air} = 1,133 , \quad N_D = 1.026 \quad \text{sabit değerlerdir.}$$



Referans materyaline göre dozu eşdeğeri malzemelerin doz hızlarındaki sapma miktarları ( $D_{ref}/D$ )



Şekil 5.1.0,5cm ve 1 cm'lik kalınlıktaki dozu eşdeğeri malzemelerle silindirik iyon odası ölçümleri

## 5.2. Paralel Plakalı İyon Odası ile Yapılan Ölçümlerin Sonuçları

Her malzeme için doz değerlerini hesaplamada ölçülen ve sabit değer olarak alınarak kullanılan parametreler aşağıda açıklanmıştır:

$m$  (cGy): Elektrometreden okunan değerlerin ortalaması

$P_u$ : Kullanılan iyon odasına ait pertürbasyon faktörü

$N_D$ : İyon odasında soğrulan doz kalibrasyon faktörü

$S_{w,air}$ : Sudan havaya uygulanan durdurma gücü

$T$ : Ölçüm sırasında okunan, ortam sıcaklığı

$^{\circ}C$ : Santigrad derece

$P$ : Ölçüm sırasında okunan, ortam basıncı

$mbar$ : Milibar

$C_{TP}$ : Basınç – Sıcaklık düzeltmesi

$D$ : Doz hızı değeri (efektif doz değeri)

$$C_{TP} = \frac{273.16 + T}{273.16 + T_0} \times \frac{P_0}{P}$$

Formülü kullanılarak basınç-sıcaklık düzeltmesi yapıldı ve aşağıdaki formülde yerine yazıldı.

$$D = M_u N_D (S_{w,air})_u P_u$$

Formülü kullanılarak her bir doku eşdeğeri malzeme için doz hızı değerleri ve bu değerlerin referans olarak kabul edilen RW3 katı su fantomun D doz değerleri arasındaki sapma değerleri;

- 0.5cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerin paralel plakalı iyon odası kullanarak yapılan uygulamaları için Çizelge 5.3' de,
- 1cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerin paralel plakalı iyon odası kullanarak yapılan uygulamaları için Çizelge 5.4' de gösterilmiştir.

Çizelge 5.3. 0,5cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerinin *paralel plakalı* iyon odası kullanılarak aldıkları doz hızı ve sapma değerleri

| DOKU<br>ESDEĞERİ<br>MATERYALLER | m<br>(cGy) | T<br>(°C) | P<br>(mbar) | C <sub>TP</sub> | D<br>(cGy/dk) | Sapma<br>Değeri |
|---------------------------------|------------|-----------|-------------|-----------------|---------------|-----------------|
| Rw3                             | 63,620     | 23        | 1003        | 1,020           | 73,83         | 1               |
| 1                               | 64,540     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,90         | 0,986           |
| 2                               | 64,180     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,48         | 0,991           |
| 3                               | 63,270     | 23        | 1003        | 1,020           | 73,43         | 1,006           |
| 4                               | 64,360     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,69         | 0,988           |
| 5                               | 64,360     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,69         | 0,988           |
| 6                               | 64,320     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,65         | 0,989           |
| 7                               | 64,240     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,55         | 0,990           |
| 8                               | 64,270     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,59         | 0,990           |
| 9                               | 64,200     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,51         | 0,991           |
| 10                              | 64,220     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,53         | 0,991           |
| 11                              | 64,240     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,55         | 0,990           |
| 12                              | 64,200     | 23        | 1003        | 1,020           | 74,51         | 0,991           |
| 13                              | 63,680     | 24        | 1000        | 1,027           | 74,38         | 0,993           |
| 14                              | 63,750     | 24        | 1000        | 1,027           | 74,46         | 0,992           |
| 15                              | 63,620     | 24        | 1000        | 1,027           | 74,31         | 0,994           |
| 16                              | 63,700     | 24        | 1000        | 1,027           | 74,40         | 0,992           |
| 17                              | 63,620     | 24        | 1000        | 1,027           | 74,31         | 0,994           |
| 18                              | 63,640     | 24        | 1000        | 1,027           | 74,33         | 0,993           |
| 19                              | 63,580     | 24        | 1000        | 1,027           | 74,26         | 0,994           |
| 20                              | 63,580     | 24        | 1000        | 1,027           | 74,26         | 0,994           |
| 21                              | 63,500     | 24        | 1000        | 1,027           | 74,17         | 0,996           |
| 22                              | 63,610     | 24        | 1000        | 1,027           | 74,29         | 0,994           |
| 23                              | 61,240     | 23        | 1000        | 1,023           | 71,29         | 1,036           |
| 24                              | 62,020     | 23        | 1000        | 1,023           | 72,19         | 1,023           |
| 25                              | 61,480     | 23        | 1000        | 1,023           | 71,57         | 1,032           |
| 26                              | 63,440     | 23        | 1000        | 1,023           | 73,85         | 1,000           |
| 27                              | 61,940     | 23        | 1000        | 1,023           | 72,10         | 1,024           |
| 28                              | 61,080     | 23        | 1000        | 1,023           | 71,10         | 1,038           |
| 29                              | 61,240     | 23        | 1000        | 1,023           | 71,29         | 1,036           |

Aynı iyon odası kullanıldığı için:

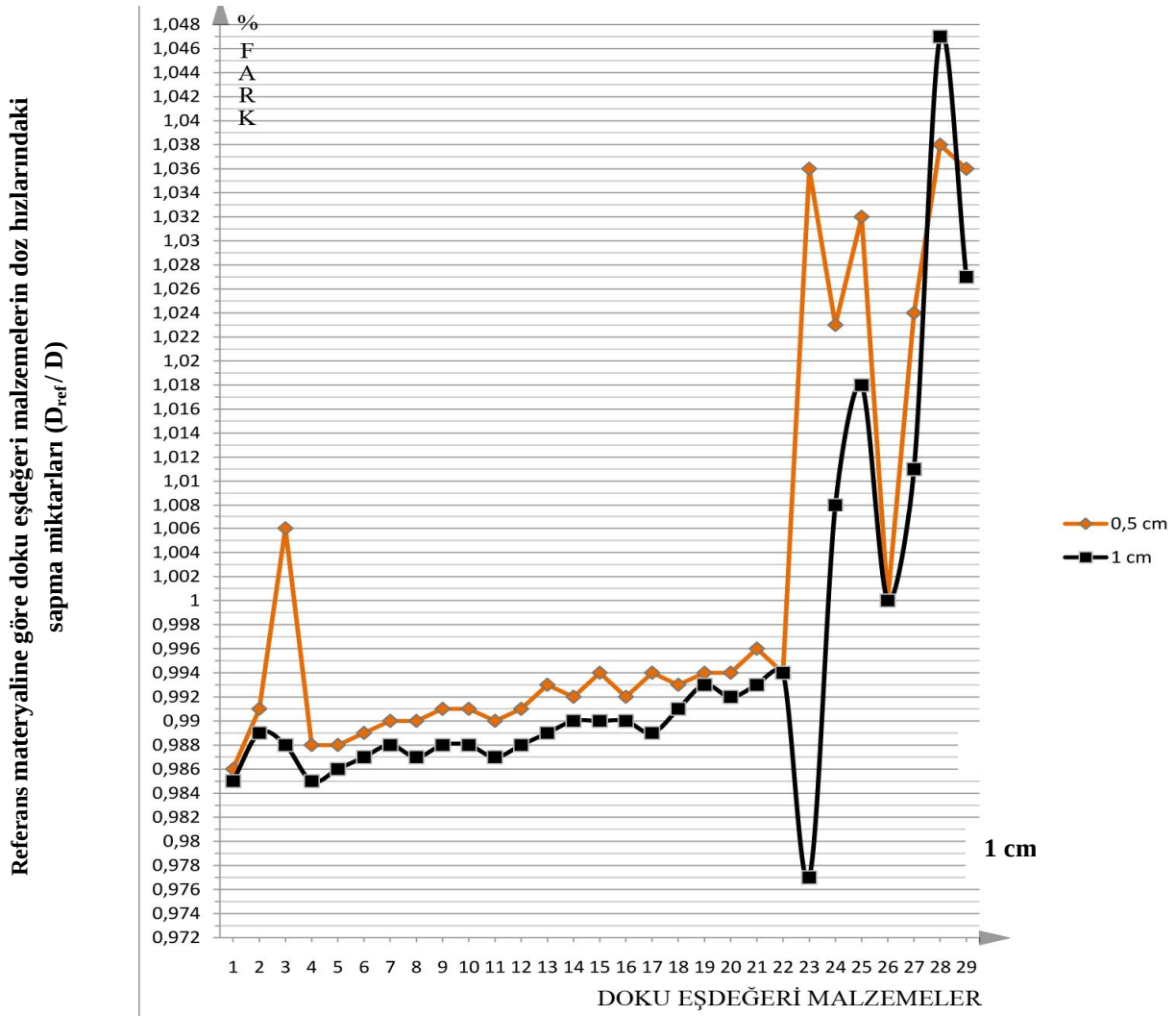
$$P_U = 1.00, \quad S_{w,air} = 1,133, \quad N_D = 1.004 \text{ sabit değerlerdir.}$$

Çizelge 5.4. 1cm kalınlıklı doku eşdeğeri malzemelerinin *paralel plakalı* iyon odası kullanarak aldıkları doz hızı ve sapma değerleri

| DOKU<br>ESDEĞERİ<br>MATERYALLER | m<br>(cGy) | T<br>(°C) | P<br>(mbar) | C <sub>TP</sub> | D<br>(cGy/dk) | Sapma<br>Değeri |
|---------------------------------|------------|-----------|-------------|-----------------|---------------|-----------------|
| Rw3                             | 62,24      | 23        | 1005        | 1,018275        | 72,09         | 1               |
| 1                               | 63,49      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 73,18         | 0,985           |
| 2                               | 63,25      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,91         | 0,989           |
| 3                               | 63,31      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,98         | 0,988           |
| 4                               | 63,5       | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 73,20         | 0,985           |
| 5                               | 63,45      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 73,14         | 0,986           |
| 6                               | 63,36      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 73,03         | 0,987           |
| 7                               | 63,29      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,95         | 0,988           |
| 8                               | 63,35      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 73,02         | 0,987           |
| 9                               | 63,29      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,95         | 0,988           |
| 10                              | 63,32      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,99         | 0,988           |
| 11                              | 63,34      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 73,01         | 0,987           |
| 12                              | 63,27      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,93         | 0,988           |
| 13                              | 63,23      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,88         | 0,989           |
| 14                              | 63,20      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,85         | 0,990           |
| 15                              | 63,18      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,83         | 0,990           |
| 16                              | 63,19      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,84         | 0,990           |
| 17                              | 63,22      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,87         | 0,989           |
| 18                              | 63,14      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,78         | 0,991           |
| 19                              | 62,96      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,57         | 0,993           |
| 20                              | 63,07      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,70         | 0,992           |
| 21                              | 63,01      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,63         | 0,993           |
| 22                              | 62,92      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 72,53         | 0,994           |
| 23                              | 63,63      | 23        | 1004        | 1,019289        | 73,78         | 0,977           |
| 24                              | 62,02      | 22        | 1006,5      | 1,011324        | 71,49         | 1,008           |
| 25                              | 61,06      | 23        | 1004        | 1,019289        | 70,80         | 1,018           |
| 26                              | 62,29      | 22        | 1003        | 1,016860        | 72,05         | 1,000           |
| 27                              | 61,50      | 23        | 1004        | 1,019289        | 71,31         | 1,011           |
| 28                              | 59,75      | 22        | 1006,5      | 1,013324        | 68,87         | 1,047           |
| 29                              | 60,52      | 23        | 1004        | 1,019289        | 70,17         | 1,027           |

Aynı iyon odası kullanıldığı için:

$$P_U = 1.00, \quad S_{w,air} = 1,133, \quad N_D = 1.004 \text{ sabit değerlerdir.}$$



Şekil 5.2. 0,5cm ve 1cm'lik kalınlıktaki doku eşdeğeri malzemelerle paralel plakalı iyon odası ölçümleri

## 6. YORUMLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada ilk önce silindirik iyon odası ile yapılan 5cm derinlikte yüzey dozu ölçümlerinden yararlanılarak her bir doku eşdeğeri malzeme için doz hızı değerleri hesaplandı. RW3 katı su fantomunun doz hızı değeri referans alınarak her bir doku eşdeğeri malzemesinin doz hızı değerleriyle karşılaştırıldı, bu karşılaştırmalardan yararlanarak sapma değerleri saptandı. RW3 katı su fantom referans değeri 1 olarak kabul edildiğinde, 29 farklı 0,5cm'lik malzemelerle yapılan ölçümlerde sıcaklık ve basınç değerlerindeki değişimler göz önünde bulundurularak yapılan doz hızı hesaplarının sonucu oluşan sapma değerlerindeki farklar karşılaştırıldığında en yüksek sapmaların, 24 numaralı pirinç unu malzemesinde 0,991'lik; 28 numaralı oyun hamuru malzemesinde ise 1,009'luk sapmalar olduğu gözlenmiştir. Diğer doku eşdeğeri malzemelerinin sapma değerleri ise bu iki değer arasında olduğu gözlenmiştir. 1cm'lik malzemelerle yapılan ölçümler sonucu oluşan sapma değerleri karşılaştırıldığında en yüksek sapmaların, 24 numaralı pirinç unu malzemesinde 0,984'lük; 28 numaralı oyun hamuru malzemesinde ise 1,022'lik sapmalar ile oluştuğu gözlenmiştir. Diğer doku eşdeğeri malzemelerin sapma değerleri ise bu iki değer aralığında olduğu gözlenmiştir. Hem 0,5cm'lik hem de 1cm'lik malzemelerdeki bu sapma değerleri radyoterapide kabul edilen 0,02 sapma değerini geçmediği için, bu malzemelerin doku eşdeğeri malzeme olarak kullanımı uygundur.

Paralel plakalı iyon odası ile yapılan kontak doz ölçümlerinden yararlanılarak sıcaklık ve basınç değerleri göz önünde bulundurularak her bir malzemenin doz hızı değerleri hesaplandı. RW3 katı su fantomunun doz hızı değeri referans alınarak her bir doku eşdeğeri malzemesinin doz hızı değerleriyle karşılaştırıldı, bu karşılaştırmalardan yararlanarak sapma değerleri saptandı. Bu ölçümlerde de RW3 katı su fantom referans değeri 1 olarak kabul edildiğinde 29 farklı malzeme için, 0,5cm'lik malzemelerde yapılan ölçümlerde en yüksek sapmaların, 1 numaralı saf parafin malzemesinde 0,986'lık; 28 numaralı oyun hamuru malzemesinde ise 1,038'lik sapmalar olduğu gözlenmiştir. Diğer doku eşdeğer malzemelerinin sapma değerleri ise bu iki değer arasında olduğu gözlenmiştir. 1cm'lik malzemelerle yapılan ölçümler sonucu oluşan sapma değerleri karşılaştırıldığında en yüksek sapmaların,

23 numaralı pembe wax malzemesinde 0,985'lik; 28 numaralı oyun hamuru malzemesinde ise 1,047'lik sapmalar ile olduğu gözlenmiştir. Diğer doku eşdeğeri malzemelerin sapma değeri ise bu iki değeri aralığında olduğu gözlenmiştir Hem 0,5cm'lik hem de 1cm'lik malzemelerdeki bu sapma değeri radyoterapide kabul edilen 0,02 sapma değeri geçmediği için, bu malzemelerin doku eşdeğeri malzeme olarak kullanımı uygundur.

Her iki iyon odasıyla yapılan ölçümlerde de oyun hamuru en yüksek sapma değeri olmasi sebebiyle her ne kadar 0,02'lik sapma değeri geçmemesine rağmen doku eşdeğeri malzeme olarak kullanımına tercih edilmesi önerilmemelidir. Doku eşdeğeri malzemesi olarak kullanılması amaçlanan malzemelerin doz hızı değeri radyoterapide referans değeri olarak kabul edilen RW3 katı su fantomunun doz hızı değeri ne kadar yakınsa o malzemelerin doku eşdeğeri malzemesi olarak kullanımı da bir o kadar uygundur.



## KAYNAKLAR

1. Beyzadeoğlu, M. M., Ebruli, C., **Temel Radyasyon Onkolojisi**, 1, 3-4
2. Podgorsak, E., **International Atomic Energy Agency**, 2005.
3. Purdy, J. A., **Semin Radiat Oncol**, 14(1):27-40, 2004.
4. Kantor, G., Maingon, P., Mornex, F., Mazeron, J. J., **General principles Cancer Radiother**, 6(1):56-60, 2002.
5. Chao, K. S. C., Perez, C. A., Brady, L. V., "Radiation oncology Management Decisions" **Philadelphia**, 2011.
6. Mayadağlı, A., Parlak, C., **Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları 2**, 22-23.
7. V. A. Kostylev "Medical physics: Yesterday, today, and tomorrow" **Biomedical Engineering**, 34(2), 2000.
8. Fasso, A., Göbel, K., Höfert, M., Ranft, J., Stevenson, G., Energy, **Group I Elementary Particles, Nuclei and Atoms, Shielding Againsts High Energy Radiation**.
9. Barouni, A. M., Bakos, L., Zemplen, E. P., Keömley, G., **Yournal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry**, 131(2), 1989.
10. Khan, **Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition**, 33, 2003.
11. Fasso A., Göbel K., Höfert M., Ranft J., Stevenson G., "Shielding Against High Energy Radiation" **Springer**, 265-266, 2006
12. Krane, K. S., **Nükleer Fizik 1**, 193,
13. Dietze, G., Kaul, A., Becker, D., **Radiological Protection Springer**, 355-368
14. Stabin, **Michael G. Radiation Protection and Dosimetry**, 244-300, 2008.
15. Rudolph, K. L., Gutierrez, L. G., Ju, Z., "Telomeres and Telomerase in Ageing, Disease, and cancer" (2):161-80, 2007.
16. Bignold, L., Coghlan, B., Jersmann, H., Bignold, Leon, P., "Cancer: Cell Structures, Carcinogens and Genomic Instability" **Springer**, 1-25, 2006.
17. Awwad, H. K., **J Egypt Nalt Canc Inst**, 17(4):221-30, 2005.
18. Willers, H., Held, K. D., **Introduction to clinical Radiation biology**, 20(1):1-24, 2006.

19. Beyzadeoğlu, M. M., Ebruli, C., **Temel Radyasyon Onkolojisi**, (2):115.
20. Beyzadeoğlu, M. M., Ebruli, C., **Temel Radyasyon Onkolojisi**, (2):136.
21. Beyzadeoğlu, M. M., Ebruli, C., **Temel Radyasyon Onkolojisi**, (1):26-28.
22. Levitt, S. H., Purdy, J. A., Perez, C. A., Levitt, S. H., Purdy, J. A., Perez, C. A., Vijayakumar, S., “Technical Basis of Radiation Therapy”, (4):69-106, 2006.
23. Podgorsak, E. B., **International Atomic Energy Agency**, 171, 2005.
24. Podgorsak, E. B., **International Atomic Energy Agency**, 599, 2005.
25. Khan, **Faiz M. Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition**, 179, 2003.
26. VanderLinde, J., **Classical Electromagnetic Theory**, 269-311, 1993.
27. Cunningham, J. R., Johns, H. E., Gupta, S. K., **Br J Radiol** (38):637, 1965.
28. Khan, F. M., Gerbi, B. J., Deibel, F. C., “Dosimetry of asymmetric x-ray collimators” **Med Phys**, (13):936, 1986.
29. Hoffman, D. C, Glenn, T. S., **Radional. Nucl. Chem.**, 243(1):7-11, 2000.
30. Podgorsak, E. B., **International Anatomik Energy Agency**, 153, 2005.
31. Khan, Faiz M., **Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition**, 160, 2003.
32. Klein, E., Mutic, S., Purdy, J., Levitt, S. H., Purdy, J. A., Perez, C. A., Vijayakumar, S., **Technical Basis of Radiation Therapy**, 167-177, 2006.
33. Tuncel, N., Kıray, M., Demirer, A. N., Darendeliler, E., Dadaşbilge, A., Oğuz, N., Altun, M., **Yüksek Enerjili CO-60 Işınında Kullanılabilen Bolus Materyali**, Cilt 16(1):21-26, 2001.
34. Rosenfeld, A. B., Tavernier, Gektin, S., Grinyov, B., Moses, **Radiation Detectors for Medical Applications**, 111-147, 2006.
35. Mayles, P., Nahum, A. E., Rosenwald, J. C., **Theory and Practice**, 2007.
36. Podgorsak, E. B., **Radiation Oncology Physics**, 2005.
37. Gerbi, B. J., Khan, F. M., **Parallel İonization Chambers**, 17(1):17-26, 1990.
38. Rawlinson, J. A., Arlen, D., Newcombe, D., “Up Measurements in Megavoltage Photon Beams” **Med. Phys.**, 19(3):641-648, 1992.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DİNCER, Seher  
 Uyruğu : T.C.  
 Doğum tarihi ve yeri : 24.10.1981 Isparta  
 Medeni hali : Bekar  
 Telefon : 0(533)382 89 95  
 e-mail : [seher.dincer@hotmail.com](mailto:seher.dincer@hotmail.com)

### Eğitim Derece

#### Eğitim Birimi

#### Mezuniyet tarihi

|        |                             |      |
|--------|-----------------------------|------|
| Lisans | Atatürk Üniversitesi /Fizik | 2006 |
| Lise   | Cumhuriyet Lisesi           | 1998 |

### İş Deneyimi Yıl

#### Yer

#### Görev

|           |                     |         |
|-----------|---------------------|---------|
| 2005-2006 | Demetevler Onkoloji | Stajer  |
| 2006-2009 | Denizli Onkomer     | Fizikçi |
| 2010-2012 | İzmir Atatürk Eğt.  | Fizikçi |

### Yabancı Dil

İngilizce

### Hobiler

Basketbol, Gezi , Yürüyüş