

T.C.

GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ

MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KOBALT- 60 CİHAZINDA 0,5 VE 1,0 cm
KALINLIĞINDAKİ BOLUSUN CİLT DOZUNA
ETKİSİ**

Yasemin MORGÜL

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FİZİK ANABİLİM DALI

GEBZE

2008

T.C.

GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ

MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KOBALT- 60 CİHAZINDA 0,5 VE 1,0 cm
KALINLIĞINDAKİ BOLUSUN CİLT DOZUNA
ETKİSİ

Yasemin MORGÜL

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FİZİK ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. M. Hasan ASLAN

GEBZE

2008



GEBZE YÜKSEK
TEKNOLOJİ
ENSTİTÜSÜ

MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
JÜRİ ONAY FORMU

JÜRİ

ÜYE (BAŞKAN) : Doç. Dr. M. Hasan ASLAN

ÜYE : : Doç. Dr. Sait Eren SAN

ÜYE : Yrd. Doç. Dr. A. Yavuz ORAL

Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 28/07/2008 tarih ve 2008/05 sayılı kararı ile yukarıdaki öğretim elemanlarından oluşmuş jüri tarafından düzenlenen 20/10/2008 tarihli Tez Savunma Tutanağı neticesinde Yüksek Lisans / ~~Doktora~~ öğrencisi ...Yasemin...MORGÜL...'ın çalışması GYTE Mühendislik ve Fen Bilimleri Yönetim Kurulu/...../..... tarih ve/..../..... sayılı kararıylaAnabilim Dalında Yüksek Lisans / Doktora tezi olarak onaylanmıştır.

İMZA/MÜHÜR

ÖZET

Tezin Başlığı: Kobalt-60 cihazında 0.5 ve 1,0cm kalınlığındaki bolusun cilt dozuna etkisi.

Yazar adı: Yasemin MORGÜL

Bu çalışmada Co-60 teleterapi cihazı için yüzey dozu ve maksimum doz bölgelerine ait %DD değerleri ölçülüp 0,5 ve 1,0 cm kalınlığında süperflab bolus kullanımının yüzey dozunu ve maksimum doz bölgesindeki doz dağılımını nasıl etkilediği araştırıldı.

Ölçümlerde PTW Roos tipi paralel plak iyon odası ve RW3 katı su fantomu kullanıldı. KCM=80cm'de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 cm² boyutlu alanlarda, KCM=70 cm ve KCM=100 cm'de 10x10 cm² boyutlu alanlarda % yüzey dozu ve %DD belirlendi. Aynı alan ve KCM'lerde 0,5 ve 1,0 cm'lik boluslar varken % yüzey dozu ve %DD belirlendi. %DD hesaplanırken açık alanda maksimum dozun okunduğu derinlik maksimum doz derinliği olarak tanımlanıp diğer okumalar maksimum doz derinliğindeki doza normalize edildi. Böylece açık alandaki maksimum doza göre boluslu alanlardaki değişim net olarak görülebildi.

KCM=80 cm'de %yüzey dozu ölçümlerinde açık alanda yüzey dozunun alan arttıkça arttığı gözlemlendi. 5x5 cm²'de %yüzey dozu %16,2 iken 10x10 cm² alan için %26,81, 15x15 cm² alan için %35,63, 20x20 cm² alan için %45,62 ve 25x25 cm² içinse %54,2 olarak ölçüldü.

Bolus kullanımının yüzey dozuna etkisine baktığımızda 0,5 cm kalınlığındaki bolusun yüzeye yerleştirilmesiyle % yüzey dozları sırayla 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 cm² alan için %98,66, %99,12, %98,82, %98,57 ve %97,12 olarak ölçüldü. 1,0 cm kalınlığındaki bolusun yüzeye yerleştirilmesiyle % yüzey dozları sırayla 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 cm² alan için %96,30, %96,82, %96,70, %96,70 ve %94,71 olarak ölçüldü. Sonuç olarak bolus kullanımı yüzey dozunu artırmakla beraber derinlik arttıkça %DD' da çok fazla bir değişime sebep olmadığı tespit edildi.

SUMMARY

Thesis Title: The influence of bolus with 0,5 ve 1,0cm thickness at Kobalt- 60 equipment onto the skin.

Author: Yasemin MORGÜL

On this essay the %PDD value rates of sureface dose and build up region were measured for the Co-60 teletherapy equipment in order to examine the influence of surface dose and distribution of build up region by using superflab bolus with 0,5 ve 1,0 cm thickness.

During the measurements it was used PTW Roos type paralel plate ionization chamber an solid water phantom. % surface dose and PDD was determined on SSD=80 cm in 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 cm² dimension areas as well as on SSD=70cm and SSD=100cm. % surface dose and PDD was determined also fort he same area and SSD when 0,5 and 1,0 cm bolus were occured. While counting PDD, the depth of maximum dose on open areas was read and determined as maximum dose depth. The other reads were normalized according to the dose of maximum dose depth. In order to this the change of areas with bolus could be seen certainly against maximum dose on opened area.It was seen that the rate of open area surface dose has increased in relation with the increase of open area while doing % surface dose measurements at SSD=80 cm.

The changes are as follows on 5x5 cm² area % surface dose was % 16,2 on 10x10 cm² area % surface dose increased into %26,81 on 15x15 cm² area % surface dose increased into %35,63 on 20x20 cm² area % surface dose increased into %45,62 on 25x25 cm² area % surface dose increased into %54,2.

If we want to sort out the influence of using bolus onto the surface dose, the measurement results for % surface dose are as follows; %98,66, %99,12, %98,82, %98,57 and %97,12 for 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 and 25x25 cm² areas when bolus with 0,5 cm thickness is set up. If we set up a bolus with 1,0 cm thickness the measurement results for % surface dose are as follows; %96,30, %96,82, %96,70, %96,70 and %94,71 for 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 cm² areas.As a result it was determined that using of bolus increases surface dose and PDD doesn't have much changes when depth increases.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca gösterdiği engin anlayış ve destekten ötürü her zaman minnettar olacağım değerli hocam Sayın Doç. Dr. M. Hasan Aslan'a, bu tezin hazırlanmasında yol gösteren değerli hocam Sayın Ali Doğan'a, tez için ölçüm almama imkan veren Kocaeli Devlet Hastanesi Başhekimliği'ne ve tüm radyoterapi çalışanlarına, tez çalışmasının her aşamasında yardımlarını esirgemeyen Tülay Palazoğlu' na ve Ayşegül Yıldırım'a, manevi desteklerini esirgemeyen Sayın Nafize Kocabıyık'a, Sayın Mehmet Şan'a, ölçümlerde beni yalnız bırakmayan sevgili kardeşim Ayşegül Morgül'e, desteklerini üzerimden esirgemeyen sevgili babam Ahmet Morgül'e ve annem Ayşe Morgül'e en içten duygularıyla teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	iv
SUMMARY	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. RADYOTERAPİ	2
3. KOBALT-60 TELETERAPİ CİHAZI	3
3.1. Co-60 kaynağı	3
3.2. Co-60 teleterapi cihazının genel yapısı	5
4. GAMA IŞINLARININ MADDE İLE ETKİLEŞİMİ	9
4.1. Fotoelektrik Olay	9
4.2. Kompton Saçılması	10
4.3. Çift Oluşum	11
5. FANTOM	12
6. RADYASYONUN DOKUDA DAĞILIMI	13
6.1. Derin Doz Yüzdesi (%DD)	13
6.2. Maksimum Doz Bölgesi	14
7. YÜZEY DOZU	15
7.1 Ekstrapolasyon iyon odası ile yüzey dozu ölçümü	16
7.2 Paralelplaka iyonodası ile yüzey dozu ölçümü	17
7.2.1.Aşırı Cevap Düzeltmeleri	18
7.2.2.Polarizasyon Etkisi	20
8. BOLUS	20
9. GEREÇ VE YÖNTEM	21
9.1. Araç ve Gereçler	21
9.1.1. Theratron 780E Co-60 Cihazı	21
9.1.2. PTW- Roos Tipi Paralel Plak İyon Odası	22

9.1.3. PTW-Unidose Dozimetre	24
9.1.4. RW3 Katı Su Fantomu	24
9.1.5. CIVCO Marka Superflab Bolus	24
9.2. Yöntem	25
10. BULGULAR	29
10.1. KCM=80 cm'de %Yüzey Dozu Ölçümleri	29
10.2. KCM=80 cm'de Çeşitli Alanlarda %Derin Dozlar	30
10.3. KCM=70 cm'de 10x10 cm ² Alan İçin %Derin Dozlar	35
10.4. KCM=100 cm'de 10x10 cm ² Alan İçin %Derin Dozlar	36
11. SONUÇ	37
KAYNAKLAR	39
ÖZGEÇMİŞ	42

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

ICRU: The International Commission on Radiation Units

Co: Kobalt

Ni: Nikel

β : Beta

MeV: Milyon Elektron Volt

MV: Mega Volt

%DD: Derin Doz Yüzdesi

KCM: Kaynak Cilt Mesafesi

PTW : Physikalisch-Technische, Werkstätten, Freiburg-Germany

h: Planck sabiti ($6,62 \cdot 10^{-34}$ J.sn)

v: Frekans

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
3.1. Co-60 teleterapi cihazı.	6
3.2. Co-60 teleterapi cihaz kaynağı	7
3.3. Theratron 780E Co-60 kafası	8
4.1. Ortamın atom numarası ve foton enerjisine göre üç temel etkileşim	11
5.1. PTW plexiglass ve polyester fantomlar	12
6.1. Hastada megavoltaj foton ışınlarının doz dağılımı	13
7.1. Ekstrapolasyon İyon Odasının Şematik Gösterimi	16
7.2. Paralel-plak iyon odası	17
7.3. Paralel plak iyon odası şeması	18
9.1. Kocaeli Devlet Hastanesi Radyoterapi Ünitesi Theratron 780E Co-60 Cihazı	22
9.2. PTW Roos tipi iyon odasına ait fotoğraf ve teknik resim	23
9.3. PTW-Unidose Dozimetre	24
9.4. Civco Marka Süperflab Bolus	25
9.5. Ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi	26
10.1. % yüzey dozunun alan boyutu ile değişimi	29
10.2. 5x5 cm ² alan için %DD eğrisi	30
10.3. 10x10 cm ² alan boyutunda %DD eğrisi	31
10.4. 15x15 cm ² Alan Boyutunda %DD Eğrisi	32
10.5. 20x20 cm ² Alan Boyutunda % DD Eğrisi	33
10.6. 25x25 cm ² Alan Boyutunda % DD Eğrisi	34
10.7. 10x10 cm ² Alan Boyutunda % DD Eğrisi	35
10.8. 10x10 cm ² Alan Boyutunda % DD Eğrisi	36

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
10.1 %Yüzey Dozunun Alan Boyutu ile Değişim Değerleri	29
10.2. 5x5 cm ² Alan Boyutunda Yüzde Derin Doz Değerleri	30
10.3. 10x10 cm ² Alan Boyutunda Yüzde Derin Doz Değerleri	31
10.4. 15x15 cm ² Alan Boyutunda Yüzde Derin Doz Değerleri	32
10.5. 20x20 cm ² Alan Boyutunda Yüzde Derin Doz Değerleri	33
10.6. 25x25 cm ² Alan Boyutunda Yüzde Derin Doz Değerleri	34
10.7. 10x10 cm ² Alan Boyutunda Yüzde Derin Doz Değerleri	35
10.8. 10x10 cm ² Alan Boyutunda Yüzde Derin Doz Değerleri	36

1.GİRİŞ

X ışınlarının 1895’de fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından keşfinden sonra Becquerel 1896 yılında uranyum üzerindeki araştırmaları ile radyoaktiviteyi tanımladı. 1898’de Marie ve Pierre Curie polonyum ve ardından radyumu buldular. Aynı yıl Villard radyumdan çıkan foton ışınlarını buldu ve X ışınıyla aynı karakterde olduğunu belirledi. Bu ışınların deri üzerinde eriteme sebep olduğunun fark edilmesiyle birlikte biyolojik etkilerinin araştırılmasına başlandı. Işının hedeflenen dokuya vücut dışından gönderilmesiyle yapılan tedaviye teleterapi denir. Derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde radyoaktif kaynak kullanımı ilk 1951’ de radyoaktif kobalt 60 (Co-60) tedavi ünitesinin geliştirilmesiyle gerçekleşti. Böylece cilt toleransını kısıtlamadan derin yerleşimli tümörler tedavi edilmeye başlanmıştır.

Uygulanan foton enerjisine bağlı olarak cilt yüzeyinde minimum olan doz değeri yüzeyden itibaren ilk birkaç milimetrede hızlı bir şekilde artarak belli bir derinlikte maksimum değerini alır. Bu maksimum doz noktası düşük enerjili ışınlarda yüzeydeyken, enerji arttıkça daha derinlerde oluşmaktadır.

Radyoterapide temel amaç hedef hacme istenen doz gönderilirken çevresindeki doku ve organların gönderilen dozdan mümkün olduğunca az etkilenmesini sağlamaktır. Hastanın cilt yüzeyindeki dozun bilinmesi uygun tedavi kararının verilmesini etkileyen başlıca faktörlerden biridir. Yüksek cilt dozlarında ciltte çeşitli biyolojik komplikasyonlar meydana gelebilmektedir. Bunun yanında bazı kanser olgularında cildin de doz alması istenebilir.

Radyoterapide bolus doku eşdeğeri malzeme olarak tanımlanmıştır.Cilt dozunun artırılması veya azaltılması ya da doku eksikliklerinin giderilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Boluslar önceden hazırlanmış jel tabakalar olarak ışınlama sahasının üzerine örtülenlerden (superflab, elastojel) ve ışınlama sahasında şekillenip katılaşanlardan (superstuf, akuoplast, wax) olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Esasında bir bolus için gerekli olan tedavi alanının üzerinde düzgün şekilde koyulabilmesi ve doz dağılımının dokuya (ya da suya) benzemesidir.

Bu tezde kobalt-60 cihazında superflab bolusun çeşitli alan, derinlik ve KCM' lerde cilt dozuna etkisi incelenmiştir. Yüzey dozu ölçümlerinde PTW marka Roos tipi iyon odası ve RW3 katı su fantomu kullanılmıştır

2. RADYOTERAPİ

Kanser vücudun temel yapıtaşı olan hücrelerin kontrolsüz olarak bölünüp çoğalmasdır. Kontrolsüz olarak çoğalan anormal hücreler bir kötü huylu (maling) tümör oluştururlar. Kanser hücreleri, etraflarındaki dokuyu istila edip yok edebilirler ve aynı zamanda kötü huylu tümörden ayrılıp kan dolaşımına ve lenfatik sisteme girebilirler (metastaz) .

Radyoterapinin amacı; tanımlanmış tümör hacmine, tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar verecek şekilde, yüksek doğrulukla ölçülmüş radyasyon dozunu vermek bu sayede tümör içindeki hastalıklı hücrelerin ileri hücre bölünmelerini veya çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak, tümörün yok olmasını sağlamak, hayat kalitesini artırmak ve kanserli hasta sağkalımını uzatmaktır (ICRU Report 50, 1993).

Radyasyon, enerjinin parçacık ya da elektromanyetik dalga ile ortamda yayılmasıdır. Radyasyonu yapısına göre “**elektromagnetik radyasyon**” ve “**parçacık radyasyonu**” olmak üzere iki kısımda, çarptıkları madde de yüklü parçacık oluşturup oluşturmadıklarına göre de “**iyonlaştırıcı**” (iyonize) ve “**iyonlaştırıcı olmayan**” olarak iki kısımda sınıflandırabiliriz. Radyoterapide tümör hücreleri iyonize radyasyon kullanılarak yok edilmeye çalışılır. İyonize radyasyon da “**direkt**” ve “**indirekt**” olarak ikiye ayrılır. Direkt iyonize radyasyonlar elektron, proton gibi yüklü parçacıklardır. İndirekt iyonize parçacıklar x-ışını, gama ışını gibi yüksüz parçacıklardır (Khan, 2003; Podgorsak, 2005).

İyonize radyasyon ya doğrudan DNA zincirlerini kırarak hücreyi hasara uğratar, ya da içinden geçtiği ortamdaki suyu iyonlaştırıp serbest radikaller oluşturarak dolaylı hasar oluşturur. Tümör hücreleri normal hücrelerden daha hızlı bölündüklerinden dolayı radyasyona dirençleri daha düşüktür ve kendilerinde meydana gelen hasarı tamir etmeye de hızlı bölündüklerinden dolayı yönelmezler. Tedavi alanı içindeki normal hücreler bu ışınlardan kötü etkilenseler de kendilerini onarma yetenekleri vardır (Uzal,1995).

Radyoterapide iyonize radyasyon kullanılarak tümör hücresi yok edilmesi, bunun yanında çevre dokulara en az zararı verme ilkesinden hareketle radyoterapi uygulamasında iki ana teknik geliştirilmiştir; harici (eksternal) radyoterapi [teleterapi], dahili (internal) radyoterapi [brakiterapi]. Eksternal radyoterapi; tedavi aygıtları aracılığıyla vücut dışından (kaynak ile vücut arasına belli bir mesafe bırakılarak) hedef hacme radyasyonun gönderilmesiyle uygulanan radyoterapidir. Eksternal radyoterapiye teleterapi de denir. İnternal radyoterapi; radyoaktif kaynakların veya kaynak taşıyıcı aygıtların vücuda ya da tümöre degecek, doğal vücut boşluklarına yerleştirilecek veya tümörün içinde olacak şekilde kullanıldığı radyoterapi yöntemidir. İnternal radyoterapiye brakiterapi denir (Podgorsak, 2005).

3. KOBALT-60 TELETERAPİ CİHAZI

3.1. Co-60 Kaynağı

1735'te İsveçli bilim adamı George Brandt, renkli camlardaki mavi rengin kobalt adlı yeni bir element olduğunu 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 °C, kaynama noktası 2870 °C, yoğunluğu ise 8,9 gr/cm³ 'tür. Binlerce yıl boyunca cam ve seramiğe mavi renk verebilmek için kullanılmış olan kobalt doğada çeşitli minerallerin içinde bulunur.

Doğada mevcut bulunan kararsız elementler kararlı yapıya geçmeye çalışırken, hiçbir dış müdahale olmadan, sahip oldukları fazla enerjilerini çekirdeklerinden dışarı salarlar. Böyle elementlere doğal radyoaktif elementler, bunların enerji salma olayına da doğal radyoaktivite denir. Doğada kararlı halde bulunan elementlerin yapay yollarla kararsız (radyoaktif) hale getirilmesiyle elde edilen çekirdeğin bozunması olayına da yapay radyoaktivite denir (Khan, 2003). 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 (D.C. Hoffman, 2000). Co-60, doğada doğal halde bulunan ${}_{27}\text{Co}^{59}$ (Co-59)'un nükleer reaktörlerde nötron ile bombardıman edilmesi sonucunda elde edilir. Co-59'un atom çekirdeğine nötron girdiğinde atom ağırlığı bir

değer artarak radyoaktif kobalt atomuna ${}_{27}\text{Co}^{60}$ (Co-60) dönüşmektedir (Podgosak, 2005, Mayles P. ve ark., 2007).

Bir radyoaktif maddenin kararsızlığı çekirdekteki nötron fazlalığından ileri geliyorsa, çekirdekteki enerji fazlalığını gidermek amacıyla nötronlardan biri proton ve elektron haline dönüştürür. Proton çekirdekte kalırken, yüksek enerjili bir elektron ve bir antinötrino atomdan dışarı atılır. Bu yüksek hızlı elektrona beta parçacığı, bu şekilde gerçekleşen bozunmaya β^- bozunumu denir. β^- bozunumu sonucunda oluşan yeni çekirdeğin proton sayısı ana çekirdeğin proton sayısından bir fazla, kütle sayısı ise ana çekirdek ile aynı kalır. Bu bozunuma kütle sayısı değişmediği için *izobarik bozunma* adı da verilmiştir. Radyoaktif Co-60' ın bozunum türü β^- bozunumudur (denklem 3.1.). β^- bozunumu sonunda çekirdek hemen kararlı duruma geçemez. Çekirdeğin bu uyarılmış durumuna *metastable* durum denir. Metastable çekirdek son ürün çekirdeğin *izomeri*'dir. İzomer, aynı atom ve kütle numarasına sahip fakat farklı enerji seviyesindeki çekirdeklere denir. Hala fazla enerjisi olan çekirdek gama ışıması yaparak kararlı duruma geçer.

${}_{27}\text{Co}^{60} \beta^-$ bozunumu sonucunda nikel ${}_{28}\text{Ni}^{60*}$ atomuna dönüşür. Bu dönüşümde maksimum enerjisi 0.32 MeV olan β^- ışıması yapar. Ancak ${}_{28}\text{Ni}^{60*}$ hala uyarılmış haldedir. Çekirdek enerjileri 1,17 MeV ve 1,33 MeV olan iki gama ışıması daha yaparak ${}_{28}\text{Ni}^{60}$ 'a dönüşür (denklem 3.2).



Bir radyoaktif numunenin birim zamandaki bozunma sayısına o numunenin aktivitesi denir. Radyoaktif çekirdeğin birim zamanda ışın yapma olasılığı λ ile gösterilir. Bu parametreye çekirdeğin bozunma sabiti denir. Aktivite, N tane radyoaktif çekirdeği olan bir numunede birim zamanda gerçekleşen bozunma sayısı λN ile ifade edilir.

$$A = - \lambda N$$

$$A = A_0 e^{-\lambda t}$$

Radyoaktivite birimi Becquerel olup (Bq) saniyedeki bozunma sayısıdır. Diğer bir aktivite birimi de Curie'dir (Ci). 1 Ci saniyede $3,7 \times 10^{10}$ bozunmadır.

Başlangıçtaki radyoaktif çekirdek sayısı N_0 'ın yarıya düşmesi için geçen süreye yarı ömür ($t_{1/2}$) denir. Yarı ömür ile bozunma sabiti arasındaki ilişki:

$$N(t_{1/2}) = N_0 / 2$$

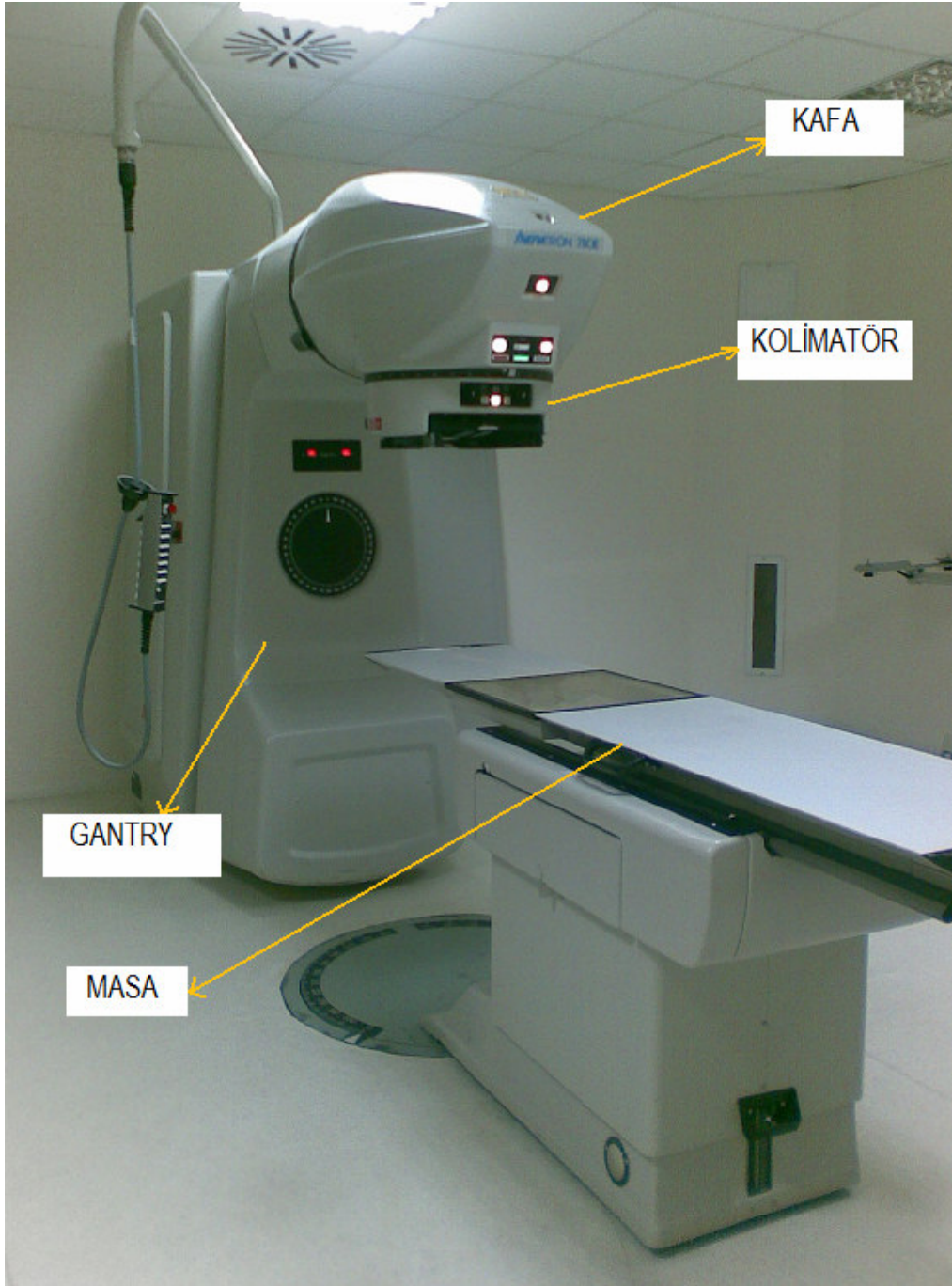
$$t_{1/2} = \ln 2 / \lambda = 0.693 / \lambda$$

Co-60'ın yarı ömrü, yani radyoaktif çekirdek sayısının yarıya inmesi için geçmesi gereken zaman 5,26 yıldır. Her ay %1, bir yılda %13, beş yılda % 50 aktivite azalması olur. Genellikle pratik amaçlar için radyoaktif elementin $10 t_{1/2}$ süre geçtikten sonra tükendiği ve zararsız hale geldiği kabul edilir. Bu nedenle Co-60'ın yaklaşık 53 yıl boyunca güvenli bir ortamda saklanması gerekir (Podgorsak, 2005).

3.2. Co-60 Teleterapi Cihazının Genel Yapısı

Tedavi aygıtları aracılığıyla vucut dışından hedef hacme radyoasyonun gönderilmesi amacıyla kullanılan cihazlara teleterapi cihazı denir. 1940 yıllarında nükleer reaktörlerin geliştirilmesi ile yüksek enerjili gama ışınları yayan yapay radyoaktif maddeler elde edilmiş ve ilk radyoaktif kobalt (Co-60) kaynağı 1951 yılında Kanada'da teleterapi ünitesi olarak kullanılmaya başlamıştır. Co-60 teleterapi cihazları radyasyon kaynağı olarak Co-60 kullanan makinelerdir (Podgorsak, 2005, Mayles P. ve ark., 2007). Co-60 teleterapi cihazı

şekil 3.1.'de görüldüğü üzere kaynağın bulunduğu kafa, ışının hastaya gönderildiği kolimatör, kafanın 80 ya da 100 cm'lik izomerkez etrafında dönmesini sağlayan gantry, hastanın tedavi edildiği masa ve cihazın uzaktan kontrolünü sağlayan konsoldan oluşmuştur (Khan, 2003).

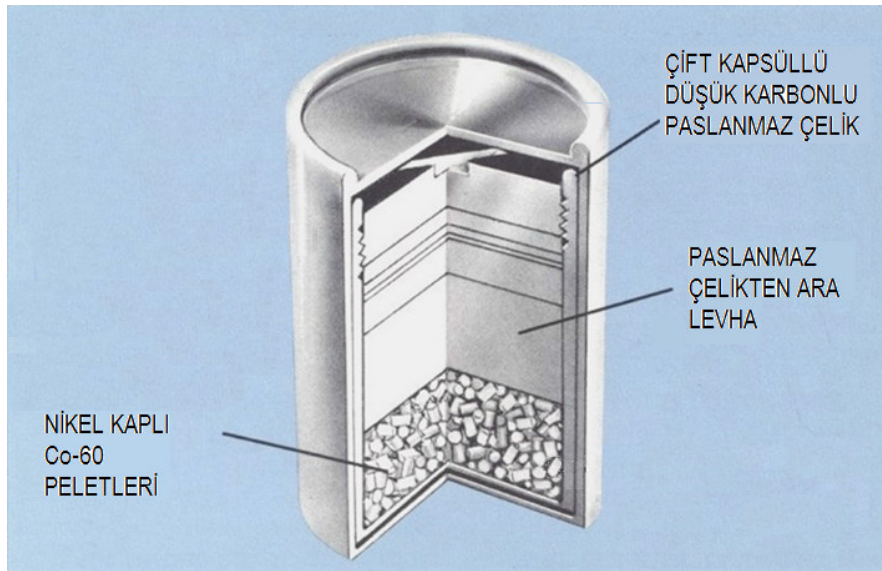


Şekil 3.1. Co-60 teleterapi cihazı.

Silindir, disk ya da paletler şeklindeki Co-59 elementi düşük karbonlu paslanmaz çelik kapsül içine konularak sızma olmayacak şekilde kaynakla mühürlenir. Kapsül daha sonra

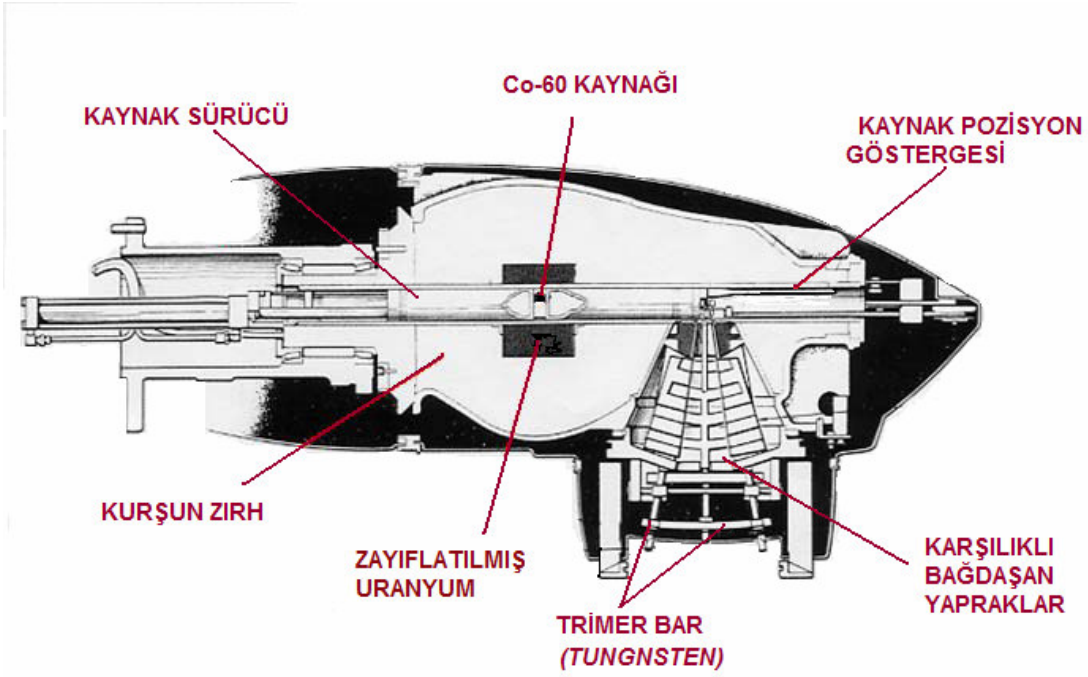
nükleer reaktörde nötron ile bombardımanlanır. İstenen aktiviteye göre bu süre 1,5 seneden maksimum 5 seneye kadar çıkabilir. Böylece elde edilen Co-60 radyoaktif kaynağı birkez daha paslanmaz çelik kapsül içine konularak kaynaklanır. Radyoaktif malzemenin herhangi şekilde ortama sızmasını önlemek için çift kapsüllü kaynaklanması önemli ve gereklidir. Bu şekilde kaynaklanan radyoaktif kaynaklara “çift kapsüllü” kaynaklar denir (Khan, 2003, Podgorsak, 2005, Mayles P. ve ark., 2007)

Co-60 teleterapi cihazında kullanılan silindirik şeklindeki kaynak çapı 1,0 - 2,0 cm, yüksekliği yaklaşık 2,5 cm'dir. Şekil 3.2.' de çift kapsüllü kaynak yapısı gösterilmektedir. Teleterapi cihazlarında kaynak aktivitesi 5000-10000 Ci' dir (Podgorsak, 2005).



Şekil 3.2. Co-60 teleterapi cihaz kaynağı

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. Şekil 3.3 de cihazın kafa yapısı görülmektedir. 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 (Podgorsak, 2003).



Şekil 3.3. Theratron 780E Co-60 kafası.

4. GAMA IŞINLARININ MADDE İLE ETKİLEŞİMİ

Gelen gama ışınının şiddetinin, t kalınlığında bir madde (hedef) içindeki değişimi, eksponansiyel bir dağılım göstermektedir. I_0 şiddetinde kaynaktan çıkan gama ışını, t kalınlığındaki bir maddeyi geçtikten sonra şiddetindeki azalma ,

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu t}$$

μ değeri lineer sönüm katsayısı olup değeri:

$$\mu = \sigma \cdot n \text{ dir.}$$

Burada σ gama ışınının tesir kesitidir, gama ışının etkileşme olasılığını gösterir. n hacim başına maddedeki atom sayısını vermektedir.

Lineer sönüm katsayısı gama ışının maddeyle farklı şekillerde etkileşme olasılıklarının toplamı cinsinden ifade edilebilmektedir.

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

Sırasıyla τ , σ , κ fotoelektrik, Compton saçılması ve çift oluşum olma olasılıklarını göstermektedir. Gama ışınlarının madde ile yaptığı etkileşmeleri fotoelektrik olay, Compton saçılması, çift oluşumu olmak üzere üç farklı olay biçiminde özetlemek mümkündür (Khan,2003).

4.1. Fotoelektrik Olay

0.5 MeV'den daha düşük enerjili fotonların içinden geçtikleri ortamın atomları tarafından absorbe edilmesinde en sık görülen etkileşim fotoelektrik olaydır. Düşük enerjili bir foton $h\nu$ enerjisinin tümünü içinden geçtiği ortamdaki atomun K veya L yörüngesindeki bir elektrona vererek kaybolur ve elektron belli bir kinetik enerji ile serbest hale gelir. Elektronun kinetik

enerjisi soğurulan fotonun enerjisi ile elektronun bağlanma enerjisi arasındaki farka eşittir. Dışarıya fırlatılan bu elektrona *fotoelektron* denir. Bu olay neticesinde oluşan elektron boşluğu dış yörüngedeki başka bir elektron tarafından doldurulur ve bu sırada X ışını yayımlanır.(Khan,2003)

$$E_k = hv - E_B$$

4.2. Kompton Saçılması

Kompton olayında foton atomun serbest ya da zayıf bağlı atomları ile etkileşir. Serbest elektronlar atomun dış yörüngesinde bulunan ve bağlanma enerjisi gelen fotonun enerjisinden çok küçük olan elektronlardır. Compton olayında atomun dış yörüngesine zayıf olarak bağlı elektrona, elektronun bağlanma enerjisinden çok büyük enerjili fotonun çarparak saçılmasıdır. Bu çarpışmada foton enerjisinin bir bölümünü elektrona kinetik enerji olarak verir. Elektron θ açısıyla saçılırken foton da azalan enerjisiyle yön değiştirerek ϕ açısıyla saçılır.

Kompton olayı iki parçacık çarpışması gibi düşünülebilir. Gelen fotonun enerjisi $h\nu_0$, saçılan fotonun enerjisi $h\nu'$, elektronun enerjisi E olmak üzere enerji ve momentum korunumunu incelediğimizde:

$$E = h\nu_0 [\alpha (1 - \cos\phi) / (1 + \alpha(1 - \cos\phi))]$$

$$h\nu' = h\nu_0 [1 / (1 + \alpha(1 - \cos\phi))]$$

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

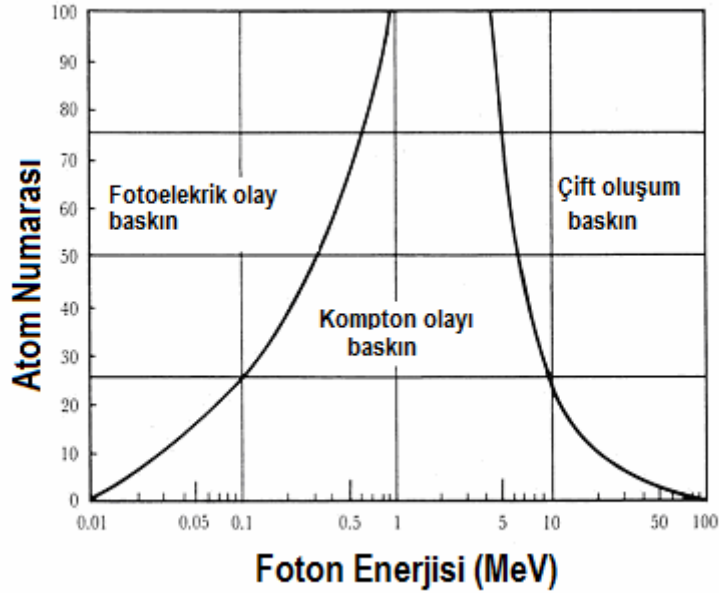
$$\alpha = h\nu_0 / m_0c^2$$

$$m_0c^2 = 0,511 \text{ MeV (elektronun durgun enerjisi)}$$

Kompton olayı absorblayan materyalin elektron yoğunluğuna ve gelen fotonun enerjisine bağlı olup atom numarasından bağımsızdır. Enerjisi 0,5 MeV'den büyük olan fotonlar kompton olayını gerçekleştirebilirler. Fotonun enerjisi arttıkça Kompton etkileşim sayısı artar.

4.2. Çift Oluşum

Çift oluşumunda gelen foton atom çekirdeği ile etkileşip enerjisini kaybederek yok olurken fotonun bıraktığı bu enerji bir elektron-pozitron çifti yaratılmasına neden olur. Elektron ve pozitronun durgun kütle enerjileri aynıdır. Bu enerji değeri $E=m_0c^2$ formülünden 0,511 MeV'dir. Bu durumda çift oluşum için minimum foton enerjisinin $m_0c^2=1,022\text{MeV}$ olması gerektiği anlaşılır. 1,022MeV değerinin üzerindeki enerjilerde fazla enerji elektron ve pozitrona kinetik enerji olarak aktarılır. Atom numarası arttıkça çift oluşum olasılığı artar.



Şekil 4.1. Ortamın atom numarası ve foton enerjisine göre üç temel etkileşim (Podgorsak, 2005).

5. FANTOM

Radyasyonun insan dokusunda nasıl dağılacğını ölçmek için kullanılan organ modeline fantom denir. 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 odaları veya diyotların su geçirmez olması gerekliliğidir. 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 başına 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 (Khan, 2003).



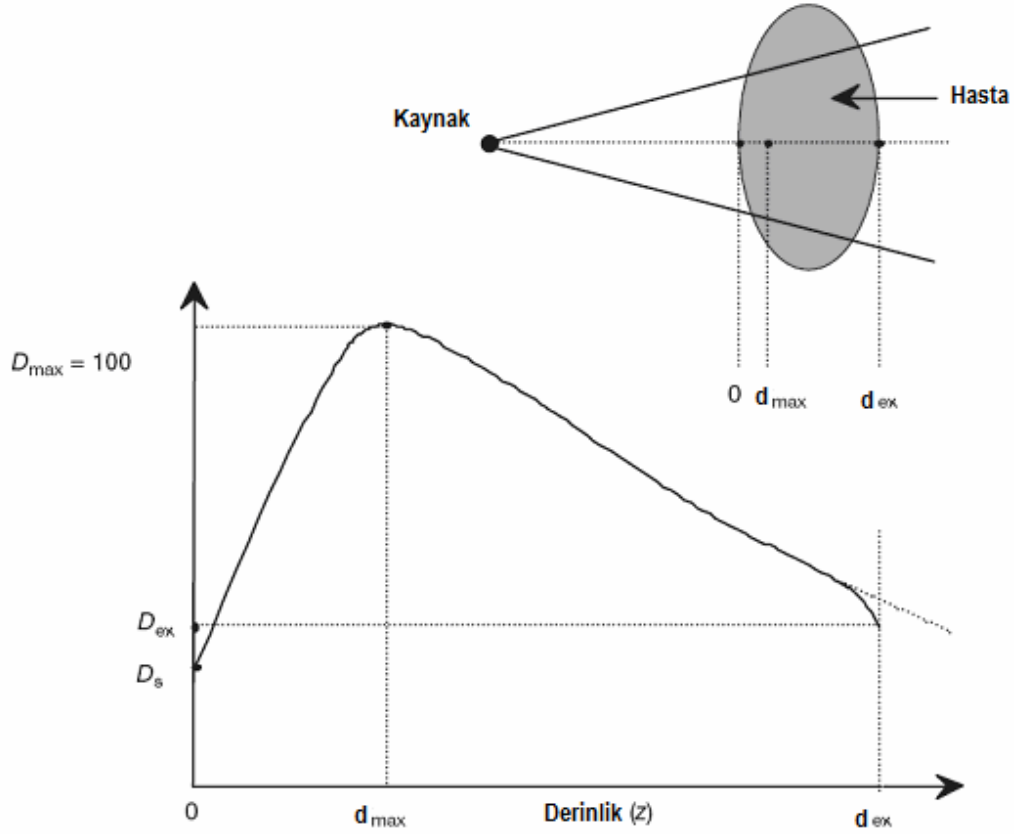
Şekil5.1. PTW marka plexiglass ve polyester fantomlar.

6. RADYASYONUN DOKUDA DAĞILIMI

6.1. Derin Doz Yüzdesi (%DD)

Merkezi eksen boyunca derinle değişen doz dağılımlarını karakterize etmenin yolu, bir noktadaki dozu belirli bir referans noktasındaki doza normalize etmektir. % DD, herhangi bir d derinliğindeki soğurulan dozun, demetin merkezi eksenini boyunca d₀ derinliğindeki soğurulan doza oranıdır. (Khan, 2003)

$$\%DD = (Dd / Dd_0) \times 100$$



Şekil6.1. Hastada megavoltaj foton ışınlarının doz dağılımı (Podgorsak, 2005).

Şekil 6.1.'de D_s ışının hastaya girdiği taraftaki yüzde yüzey dozu, D_{ex} ışının hastadan çıktığı taraftaki yüzde yüzey dozu, D_{max} yüze normalize edilmiş maksimum doz. Herhangi bir derinlikteki dozun, maksimum olduğu derinlikteki doza normalize edilerek dozun dağılımını gösteren bu eğriye yüzde derin doz eğrisi (%DD) denir. %DD değerleri dozun hesaplanmasında önemli parametrelerden biridir. $d=0$ ve $d=d_{max}$ arasında kalan bölge maksimum doz bölgesidir (Podgorsak, 2005).

6.2. Maksimum Doz Bölgesi

Işınlanan dokuya ilk olarak fotonlarla taşınan enerji fotonların hareketi sonucunda oluşan ikincil elektronlarla doku içinde dağıtılır. Doz dağılımı çoğunlukla bu ikincil elektronların erişme mesafesi ve yönüne bağlıdır.

Düşük ve orta voltaj x ışınlarının giricilik kabiliyetinin olmaması veya az olması sebebiyle yüzeyin altında fotonlar hızlı bir şekilde azalır. İkincil elektronlar hemen yüzeyde oluşur ve her yönde dağılır. Enerji hemen absorblanır. Bundan dolayı maksimum doz hemen ciltte veya cilde yakın bir derinlikte meydana gelir (Khan, 2003).

Yüksek enerjilerde, fotonların giricilik kabiliyeti daha fazladır. Yüksek enerjili fotonlar dokuya girdiklerinde yüzeyden ve daha sonraki derinliklerden elektron koparırlar ve bu elektronlar orijinlerinden uzak bir mesafede enerjilerini bırakırlar. Bu sebeple yüksek enerjili fotonlarda maksimum doz derinliği daha fazladır. Cildin korunduğu bu duruma klinik olarak cilt koruyucu etki (skin sparing effect) denir (Khan 2003).

Maksimum dozun olduğu noktaya **maksimum doz noktası**, maksimum doz noktası ile yüzey arasındaki bölgeye ise **maksimum doz bölgesi** denir (Khan 2003; Podgorsak, 2005).

Maksimum doz derinliği birincil radyasyonun enerjisine, alan büyüklüğüne ve kaynak cilt mesafesine (KCM) bağlıdır. Radyoterapide sık kullanılan enerjilerde maksimum doz derinliği Co-60 gamma ışınlarında 5 mm, 4 MV X-ışınlarında 10 mm, 6 MV X-ışınlarında 15 mm, 10 MV X ışınlarında 25 mm, 15-18 MV X-ışınlarında yaklaşık 35 mm' dir (Khan, 2003; Podgorsak, 2003).

7.YÜZEY DOZU

Yüksek enerjili foton ışınlarında radyasyon absorpsiyonu çoğunlukla compton etkileşimi ile olmaktadır. Bu etkileşme sonucunda, yüksek enerjili foton demeti kinetik enerjisinin bir kısmını ortamdaki elektrona vererek o elektronu harekete geçirir ve doku içinde ileri doğru hareketli olan elektronlar yine doku tarafından absorblanırlar. Böylece birinci derecede fotonlarla dokuya gelen enerji ikincil elektronlarla dokuda dağıtılmış olur (Khan, 2003).

Cilt yüzeyinde oluşan dozun elektronlara bağlı iki bileşeni bulunmaktadır. Bunlar; tedavi cihazının kafasındaki *kontamine* olan elektronlar (Kim ve ark.1998) ve ışınlanan

hastada meydana gelen *ikincil elektronlardır* (Bjarngard ve ark. 1995; Jakoben ve ark. 1987; Kim ve ark. 1998)

Kontamine elektronlar cilt koruyucu etkiyi azaltırlar. KCM'nin azalması, artan alan boyutları veya ışın yoluna materyaller koyulması elektron kontaminasyonunu arttırır (Carl ve Vestergaard 2000).

Tedavi cihazının kafasındaki kontamine olan elektronlar tedavi kafasını oluşturan parçalardan ve çeşitli set-up parametrelerinden gelir (Bjarngard ve ark. 1995; Carl ve Vestergaard 2000; Kim ve ark. 1998).

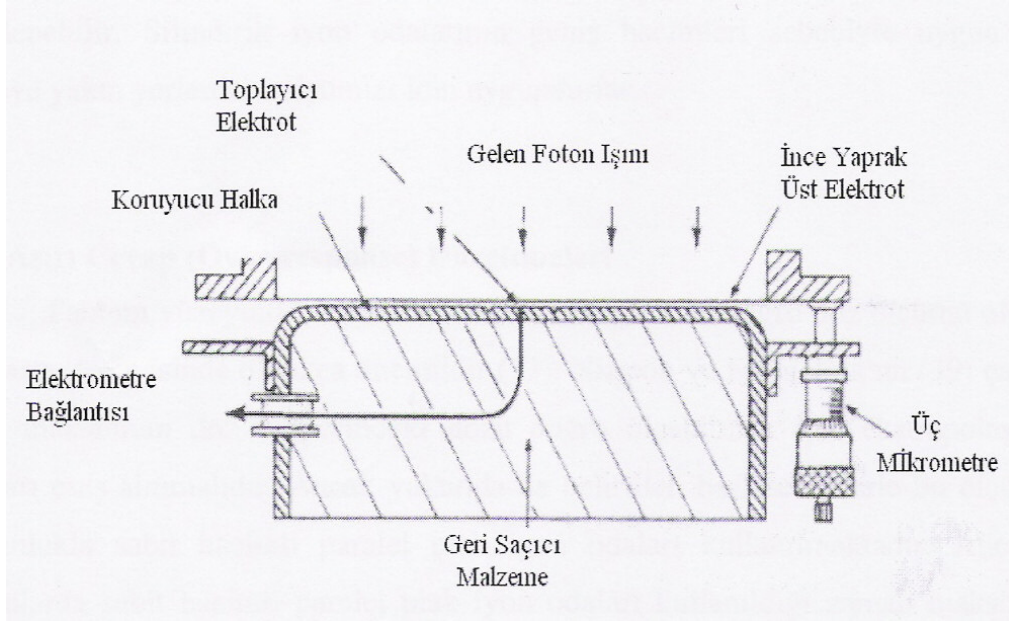
Yüksek enerjili foton ışınlarında kolimatörler ikincil elektron kaynağıdır ve kontaminasyon oluşturarak yüzey dozunu arttırırlar. Kolimatörün yapısı önemlidir, yüksek yoğunluk ve atom numaralı materyallerden yapılanlarında saçılma daha azdır. Düşük elektron kontaminasyonu için kolimatör yan yüzeyinin ışın huzmesine paralel olması gerekir (Nilsson ve Brahme 1986).

Işın değiştiriciler (blok tepsisi, cerrobend bloklar, kama filtreler, kompensatörler) ve immobilizasyon sistemleri (aquaplast, flaster, vakumlu yatak ve benzerleri) maksimum doz bölgesindeki dozda değişikliklere sebep olurlar (Jakobsenve ark, 1987; Johnson ve ark. 1995;). Işın değiştiricilerin etkisi alan boyutuyla artar.

Tedavi cihazının kafasını oluşturan materyallerin cilt dozuna etkisi özellikle cihazın yapısıyla, kullanılan materyallerle ilgilidir ve bunu değiştirmek mümkün değildir.

7.1. Ekstrapolasyon İyon Odası ile Yüzey Dozu Ölçümü

Failla 1937 yılında fantomda yüzey dozunu ölçebilmek için bir iyon odası tasarladı (Şekil7.1) ve bunu ekstrapolasyon iyon odası olarak isimlendirdi (Khan, 2003). Bu iyon odası foton ışınlamalarında maksimum doz bölgesi ölçümlerinde de kullanılır (Mellenberg, 1990).



Şekil 7.1. Ekstrapolasyon İyon Odasının Şematik Gösterimi (Khan, 2003).

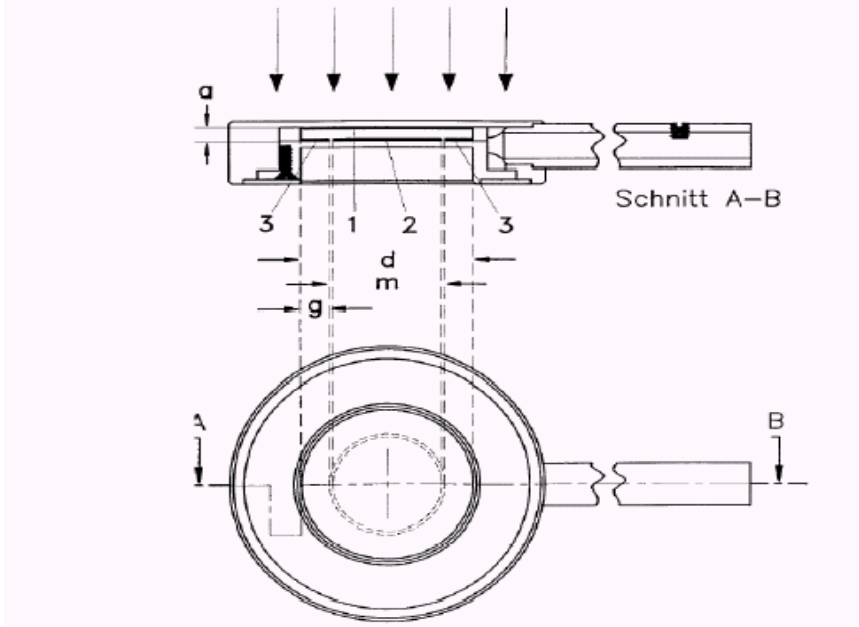
Işın karbonla kaplı ince metal yaprak şeklindeki üst elektrottan içeri girer. Alt elektrot (toplama elektrodu) küçük demir para şeklinde olup koruyucu halka (guard ring) ile çevrelenmiştir ve bir elektrometreye bağlıdır. Mikrometre vida sayesinde elektrot aralığı değiştirilebilmektedir. Elektrot aralığının bir fonksiyonu olarak hacim başına iyonlaşma ölçülür, iyonlaşma eğrisinin sıfır elektrot aralığına extrapole edilmesi yoluyla da yüzey dozu tahmin edilebilir (Khan, 2003).

7.2. Paralel Plak İyon Odası ile Doz Ölçümü

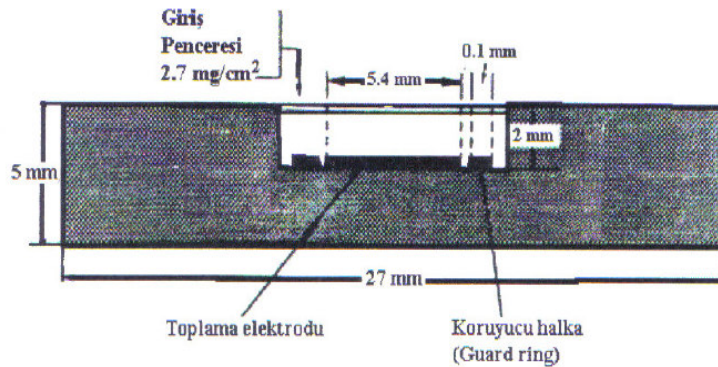
Paralel plak iyon odalarının yapısı ekstrapolasyon iyon odalarıyla benzerdir. Aradaki tek fark paralel plak iyon odalarında elektrot mesafesi sabittir (Khan, 2003). Paralel plak iyon odalarının yüksek enerjili foton ışınlamalarında maksimum doz bölgesi ölçümleri için uygun olduğu çeşitli çalışmalarla saptanmıştır (Gerbi, 1990; Rawlinson, 1992).

Paralel plak iyon odalarında sabit olan elektrot mesafesi yaklaşık 2 mm civarındadır. 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. Yüzeğe yakın derinliklerdeki ölçümlerde geniş aralığı nedeniyle uygun olmayan silindirik iyon odalarının kullanımına göre daha avantajlıdır (Khan, 2003).



Şekil 7.2. Paralel-plak iyon odası. (1) polarizasyon elektrodu; (2) ölçüm elektrodu; (3) koruyucu halka. (a) elektrot mesafesi (hava kavitesi yüksekliği); (d) polarizasyon elektrodu çapı; (m) toplayıcı elektrot çapı; ve (g) koruyucu halka genişliği, (IAEA, TRS No:381, 1997).



Şekil 7.3. Paralel plak iyon odası şeması (Mellenberg 1990)

7.2.1. Aşırı Cevap Düzeltmeleri

Ekstrapolasyon iyon odasıyla paralel plak iyon odalarının yüzey dozu ölçümleri karşılaştırıldığında paralel plak iyon odalarında maksimum doz bölgesinde fazla okumanın (over response) olduğu tespit edilmiştir (Gerbi ve Khan, 1990).

Velkley ve arkadaşları ekstrapolasyon iyon odası ölçümlerinden yararlanarak tüm paralel plak iyon odası tipleri için genel bir düzeltme formülasyonu geliştirdiler. Fakat yapılan çalışmalar gösterdi ki düzeltme faktörü her bir iyon odası için özel olmalı. Nilsson ve Montelius yan duvarlardan saçılan elektronların aşırı okuma etkisinden primer sorumlu olduğunu gösterdi (Nilsson ve Montelius 1986). Rawlinson ve ark yan duvar kaynaklı okuma hatalarının koruyucu halka genişliği kadar yan duvarın yoğunluğu ve açısına da bağlı olduğunu gösterdiler (Rawlinson,1992). İyon odasının yan duvarının pozitif açılı olması durumunda aşırı cevapta (over-response) azalma meydana gelmektedir. Sonuç olarak aşırı okumayı etkileyen unsurlar; koruyucu halka genişliği, elektrot mesafesi, aktif hacim, iyon odası duvarı açısı ve yoğunluğudur (Gerbi ve Khan1990).

Velkley ve arkadaşları tarafından önerilen aşırı cevap (over-response) düzeltme faktörü Gerbi ve Khan tarafından toplama elektrodu yan duvar mesafesi etkisi de içine alacak şekilde geliştirildi (Gerbi ve Khan1990).

Ölçümlerle elde edilen yüzde derin dozlar aşağıda ki bağıntı kullanılarak düzeltilmiş yüzde derin dozlar elde edildi.

$$P'(d,E)=P(d,E)-\xi(d,E)$$

$P'(d,E)$: d derinliğinde, E enerjili huzme için *düzeltilmiş yüzde derin doz*.

$P(d,E)$: d derinliğinde, E enerjili huzme için ölçümle elde edilen *düzeltilmemiş yüzde derin doz*.

$\xi(d,E)$: d derinlikte, E enerjili huzme için toplam yüzde (%) *aşırı cevap* (over-response).

(%) *aşırı cevap* aşağıdaki eşitlikten hesaplanabilir:

$$\xi(d,E)=\xi(0,E) \times l \times e^{-\alpha(d/d_{max})}$$

$\xi(0,E)$: E enerjisi için, fantom yüzeyinde, elektrot mesafesinin mm' si başına % aşırı cevap.

l: Elektrot mesafesi.

α : d/d_{max} 'ın birim değişimi başına iyon odasının yüzde aşırı cevabındaki fraksiyonel değişime eşit orantı sabiti ($\alpha=5,5$).

$$\xi(0,E)=[-1.666+(1.982 \times IR)] \times (C-15,8)$$

IR: İyonizasyon oranı (80 cm sabit kaynak iyon odası mesafesinde $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda 10 ve 20 cm derinliklerdeki dozun birbirine oranı)

C: Toplayıcı elektrodun kenarının duvara uzaklığı

Sonuç olarak yüksek enerjili foton huzmeleri için maksimum doz bölgesinde düzeltilmiş %DD' u aşağıdaki gibi belirleyebiliriz:

$$P'(d,E)=P(d,E) - \xi(0,E) \times l \times e^{-\alpha(d/d_{max})}$$

İyon odasının yüzeydeki % over-response' u bilinerek ve $\alpha=5,5$ alınarak maksimum doz bölgesindeki %DD \pm %1 standart sapma limitleri içerisinde kolaylıkla hesaplanabilmektedir (Gerbi ve Khan, 1990).

7.2.2. Polarizasyon Etkisi

İyon odası içerisinde toplanan yükün büyüklüğünün aynı şartlar altında \pm polarizasyon voltajlarında farklı ölçüm değerlerinin elde edilmesine polarizasyon etkisi denir. Toplanan doğru iyonik yükün büyüklüğü dozimetrenin (+) ve (-) polarizasyon voltajında toplanan yüklerin ortalaması alınarak bulunur. (Khan, 2003)

Polarite etkisinin büyüklüğü pozitif ve negatif polaritelerde yapılan ölçümlerin mutlak değerlerinin farkları ile toplamlarının oranı olarak

$$(|Q_+| - |Q_-|) / (|Q_+| + |Q_-|)$$

şeklinde ifade edilir (IAEA, TRS No:381,1997). Bu etki % 0,5 den küçükse klinik olarak ihmal edilebilir.

8.BOLUS

ICRU Report 24'te bolus materyali "radyasyonla ışınlanan bir bölgenin üzerine yerleştirilen, ışında azalma veya maksimum doz ya da fazladan saçılma sağlayan doku eşdeğeri materyal" olarak tanımlanmıştır. Bolusun doku eşdeğeri olmasının yanında ışınlanacak olan sahanın ayarlanmasını kolaylaştırmak için şeffaf olması önemlidir. Ayrıca yüzey konturlarına kolayca uyabilmesi için yeterince elastik olması ve şekil verilebilmesi, yüksek doz düzeylerinden etkilenmemesi, dayanıklı, non-toksik, yanmaz olması, bakteri ve mantar üremesine izin vermemesi ve kabul edilebilir bir maliyette olması klinik kullanım açısından önemlidir (Robert F.Moyer, 1983).

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 stabil özellik gösteren süperflab boluslardır. Süperflab bolus belirli kalınlıklarda ki jel tabakalardan oluşup yarı saydam özelliği ile tedavi alanının görülebilmesine imkan vermektedir (Kirkpatrick J. B. ve ark,2006).

9.GEREÇ VE YÖNTEM

9.1 Araç ve Gereçler

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler:

- 1-) MDS Nordion Theratron 780E Co-60 teleterapi cihazı
- 2-) PTW marka Roos tipi paralel plak iyon odası
- 3-) PTW-Unidose dozimetre
- 4-) PTW marka RW3 katı su fantomu
- 5-) CIVCO marka süperflab bolus

9.1.1. Theratron 780E Co-60 Cihazı

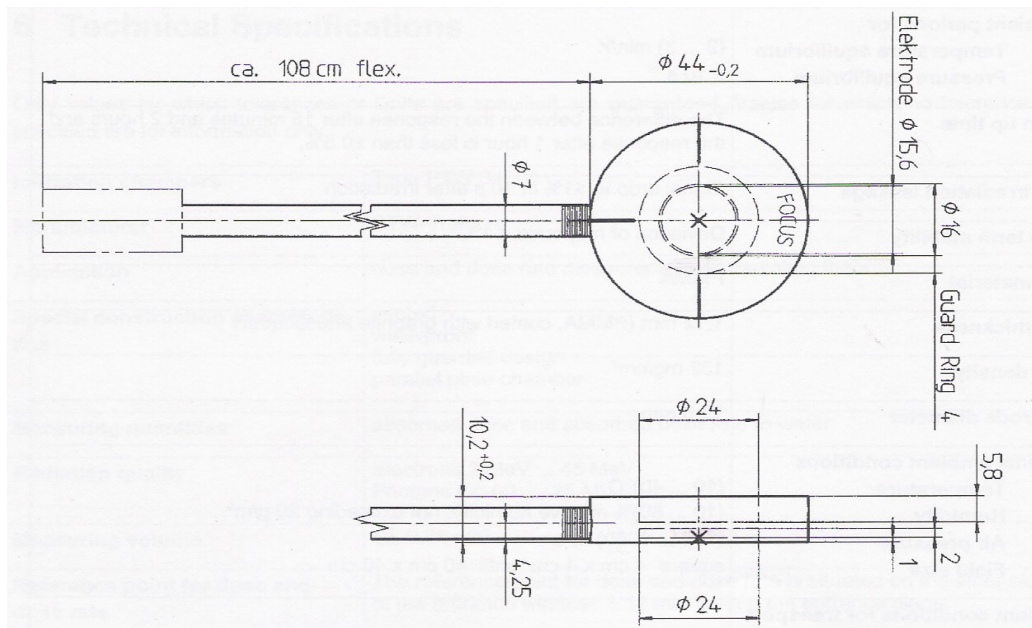
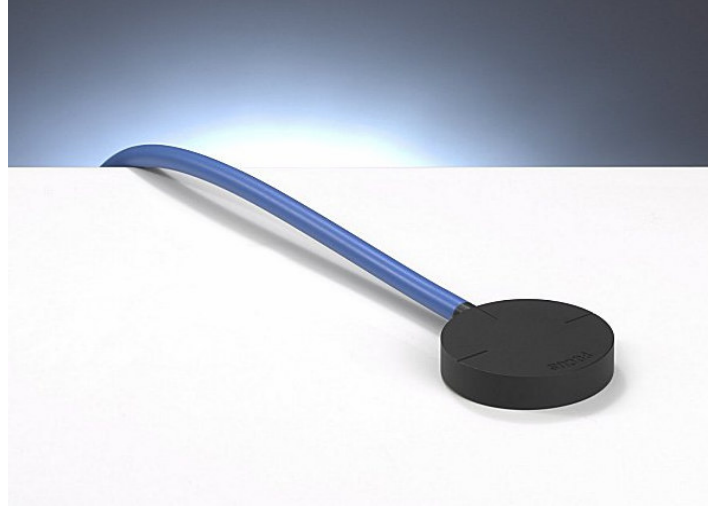
İzosentrik tedavi yapabilen Theratron 780E Co-60 teleterapi cihazının kafasında 2 cm çapında Co-60 radyoaktif kaynağı bulunmaktadır. Kaynağın gama enerjileri 1,332 MeV ve 1.173 MeV olup ortalama gama enerjisi 1.25 MeV' dir. İzosenterda radyasyon alanı 5 x 5 cm² 'den 35 x 35 cm²' e kadar açılabilir. Cihazın maksimum doz derinliği 0,5 cm' dir. Cihazın kafası 180 0'lik açı ile hareket edebilmektedir. Cihazın kaynak-eşmerkez mesafesi 80 cm' dir.



Şekil 9.1 Kocaeli Devlet Hastanesi Radyoterapi Ünitesi Theratron 780E Co-60 Cihazı.

9.1.2. PTW- Roos Tipi Paralel Plak İyon Odası

Ölçümlerde PTW (Physikalisch-Technische, Werkstätten, Freiburg-Germany) model 34001 Roos –tipi paralel plak iyon odası kullanılmıştır. Bu iyon odaları sabit elektrot mesafesine sahip olup foton ışınlamalarında yüzey ve build-up bölgesi doz ölçülerinde kullanılır. Duvar materyali PMMA olup kalınlığı 1mm dir. İyon odasının koruyucu halka genişliği (guard ring) 4mm, toplayıcının kenara uzaklığı 0,2 mm'dir. Elektrot mesafesi 2 mm 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 alınabilir.



Şekil 9.2. PTW Roos tipi iyon odasına ait fotoğraf ve teknik resim.

9.1.3. PTW-Unidose Dozimetre

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 imkanı verir (0-400V). Sıcaklık ve basınç değerleri girilebilmekte olup (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir.



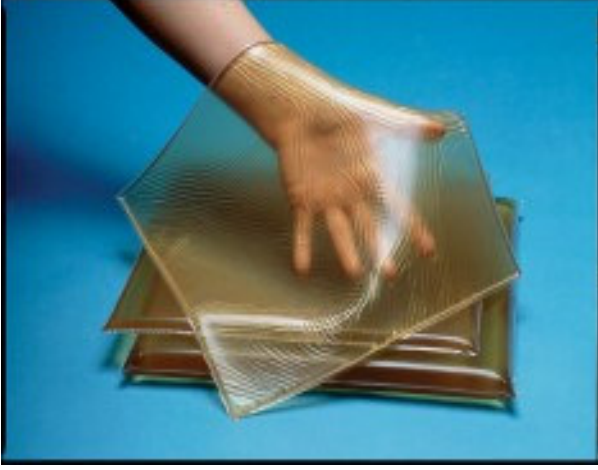
Şekil 9.3. PTW-Unidose Dozimetre.

9.1.4. RW3 Katı Su Fantomu

Çalışmamızda kullanılan PTW marka RW3 katı su fantomu 40cm x 40cm ebadında olup 1mm, 2mm, 5mm ve 10mm gibi farklı kalınlıklarda plakalardan oluşmuştur. Bu fantom %2 TiO₂ içeren beyaz polystern malzemeden yapılmış olup yoğunluğu 1.045g/cm³ 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.

9.1.5. CIVCO Marka Superflab Bolus

Civco marka süper flab bolus yoğunluğu 1.03 g/cc olan doku eşdeğeri jeldir. Homojen ve katı formda olan superflab bolusun şekli deforme olmaz, sarkmaz. Vücut kontürünün şeklini alıp cildi kaplayabilen bir yapıdadır. Bolus plakaları istenirse makasla kesilebilir, bundan dolayı özelliğini kaybetmez. Kalınlığını, elektron yoğunluğunu ve homojenitesini tedavi boyunca korur.

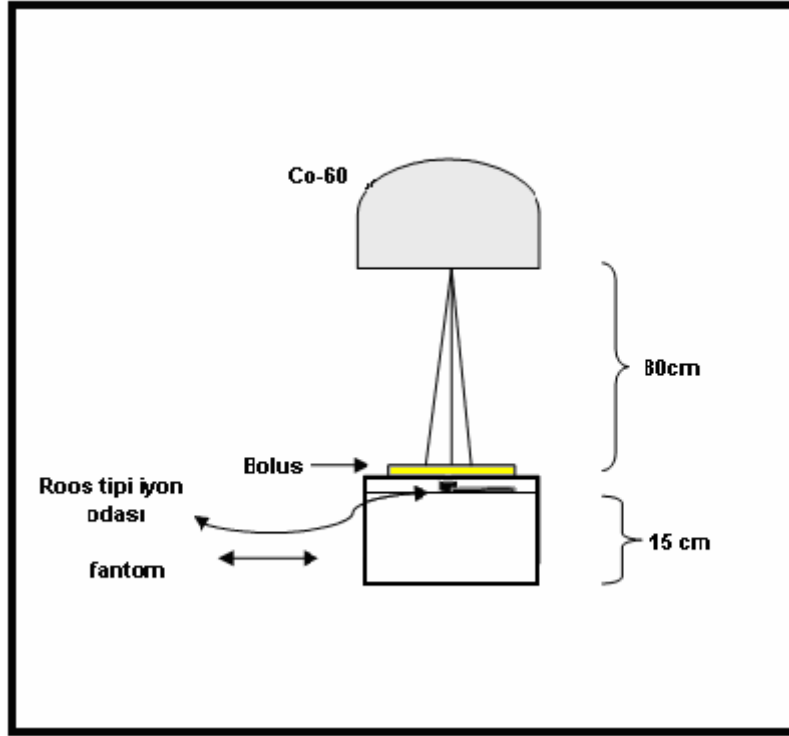


Şekil 9.4. Civco Marka Süperflab Bolus.

9.2. YÖNTEM

Geri saçılma dengesini sağlama amacıyla önce 15 cm kalınlığındaki fantom masaya yerleştirildi. Üzerine Roos tipi iyon odası için özel yuvası bulunan fantom koyuldu ve iyon odası üst yüzeyi fantom yüzeyi ile aynı düzlemde olacak şekilde yerleştirildi. İyon odası dozimetreye bağlandı. Gantry açısı sıfırda ışın merkezi eksenini ile iyon odası merkezi KCM 80 cm de çakıştırıldı.

Ölçümler ilk olarak önce açık alan sonrada 0,5 ve 1 cm' lik boluslarla 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 cm² boyutlu alanlarda alındı. Ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi şekil.9.5' de gösterildi.



Şekil 9.5. Ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi.

Maksimum doz bölgesinde, KCM 80 cm' de , 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 15, 20 mm kalınlıklarındaki fantom plakaları ölçüm setinin üzerine yerleştirilerek maksimum doz bölgesi derinliklerinde ve sırasıyla açık alan, 0,5 ve 1cm' lik boluslar altında doz ölçümü yapıldı. Gerbi ve arkadaşlarının belirttiği polarite etkisi dikkate alınarak (+) ve (-) polarizasyon voltajlarında ölçüm yapıldı. Polarizasyon etkisinin önerilen sınırlar içinde olup olmadığı araştırıldı. Polarite etkisinin özellikle yüzeyde alan boyutu ile değişebileceği göz önünde bulundurularak, ölçümler her iki polaritede maksimum doz bölgesinde yapılarak elde edilen bu değerlerin aritmetik ortalaması alındı.

Ölçümlerde set-up'a bağlı mesafe hatalarını elimine etmek 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. Bir nokta kaynağın yayınladığı foton akısı, kaynağa olan uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak değişmesine ters kare kanunu denir. Derin doz yüzdesi de bu ters kare kanunun etkisi dolayısıyla SSD' nin artmasıyla birlikte artar.

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 diğeri açık alandaki maksimum doza diğeri boluslu alanlar 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 her bir alan için %DD değerleri elde edilmiş oldu.

Yüzey ve maksimum doz bölgesi dozlarının SSD değişimiyle olan ilişkisini araştırmak için 10×10 cm² boyutlu alanda farklı KCM lerde ölçümler yapıldı. Doz ölçümlerinde 70, 80 ve 100 cm KCM seçildi. Yukarıda bahsedilen mesafe ve polarite düzeltmeleri tüm SSD' lerde yapılan ölçümlere uygulandı.

İyon odasının maksimum doz bölgesindeki aşırı okuma (over-response) düzeltmesi Velkley ve arkadaşlarının geliştirdiği, Gerbi ve Khan tarafından da son şekli verilen formülasyon yardımıyla aşağıdaki gibi hesaplandı:

$$P'(d,E)=P(d,E) - \xi(d,E)$$

$$P'(d,E)=P(d,E) - \xi(0,E) \times 1 \times e^{-\alpha(d/d_{max})}$$

$$\xi(0,E) = [-1.666+(1.982 \times IR)] \times (C-15.8)$$

Co⁶⁰ için yüzeyde aşırı cevap düzeltme faktörü:

$$IR = 0.579 \quad (IR: \text{iyonizasyon oranı})$$

$$C = 0.2 \text{ mm olmak üzere} \quad (C: \text{toplayıcının kenara olan uzaklığı})$$

$$\xi(0,E) = [-1.666+(1.982 \times 0.579)] \times (0.2-15.8) = 8,0874 \text{ \% /mm}$$

d derinliğindeki toplam over-response yüzdesi;

$$\xi(d,E) = \xi(0,E) \times 1 \times e^{-\alpha(d/d_{max})}$$

$$1 = 2 \text{ mm} \quad (\text{elektrod mesafesi})$$

$$\alpha = 5,5 \text{ olmak üzere} \quad (\alpha: \text{sabit})$$

$$\xi(d,E) = 8,0874 \times 2 \times e^{-5,5(0/5)}$$

$$\xi(d,E) = 16.1748 \text{ olarak elde edilir.}$$

Bu düzeltme faktörleri ölçüm yapılan tüm build-up derinlikleri için hesaplandı ve literatürde de açıklandığı gibi maksimum over-response'un yüzeyde meydana geldiği, derinlik d_{max} 'a yaklaştıkça over-response değerinin giderek azaldığı görüldü.

$$P'(d,E) = P(d,E) - \xi(d,E)$$

SSD=80 cm'de, 10x10 cm² alanda ölçülen düzeltilmemiş açık alan yüzey dozu % 62,23 dır.
Düzeltilmiş yüzde derin doz değeri;

$$P'(0,Co^{60}) = 78,41 - 16.1748 = 62,23$$

Elde edilen veriler Excel programı kullanılarak grafik olarak ifade edildi.

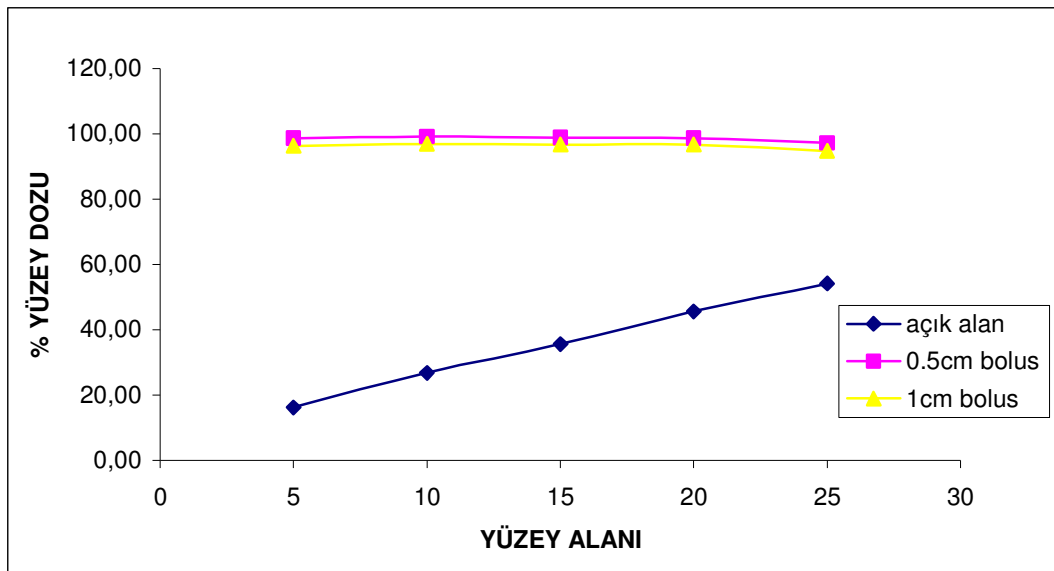
10. BULGULAR

10.1. KCM=80 cm'de % Yüzey Dozu Ölçümleri

SSD=80 cm' de, 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 cm² alan büyüklüklerinde, açık alan, 0,5 ve 1,0 cm kalınlığındaki bolusların kullanımıyla elde edilen % yüzey dozu değerleri Tablo 10.1.' de, grafiği Şekil 10.1.'de gösterildi.

Tablo 10.1. % yüzey dozunun alan boyutu ile değişimi.

Yüzey alanı	Açık alan	0,5 cm bolus	1,0 cm bolus
5	16,20	98,66	96,30
10	26,81	99,12	96,82
15	35,63	98,82	96,70
20	45,62	98,57	96,70
25	54,20	97,12	94,71



Şekil 10.1. % yüzey dozunun alan boyutu ile değişimi.

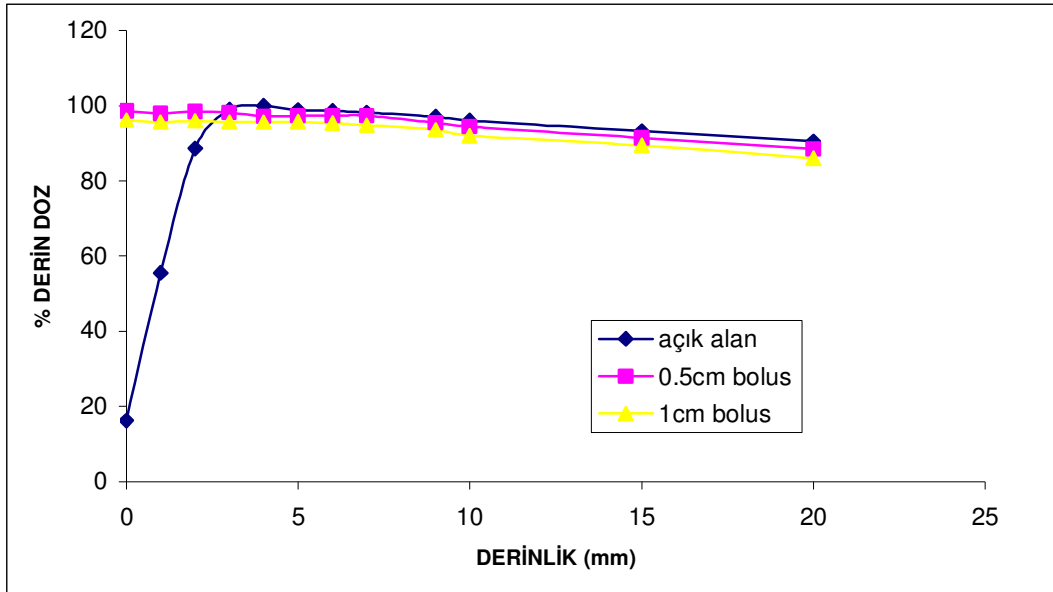
10.2. KCM=80 cm' de Çeşitli Alanlarda % Derin Dozlar

SSD=80 cm'de, 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 cm² alan büyüklüklerinde, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 15, 20 mm derinliklerinde, sırasıyla açık alan, 0,5 ve 1,0 cm kalınlığındaki boluslar kullanılarak elde edilen maksimum doz bölgesi %DD değerleri tablo ve grafik üzerinde gösterilmiştir.

5x5 cm² alan için %DD değerleri Tablo 10.2 ve grafiği Şekil 10.2' dir.

Tablo 10.2. 5x5 cm²alan için %DD değerleri.

Derinlik(mm)	Açık alan	0.5 cm bolus	1 cm bolus
0	16,2	98,66	96,2
1	55,53	98,00	95,70
2	88,63	98,51	96,00
3	98,97	98,28	95,70
4	100,00	97,20	95,70
5	98,96	97,40	95,78
6	98,71	97,40	95,44
7	98,28	97,40	94,84
9	97,16	95,52	93,63
10	96,13	94,41	92,00
15	93,20	91,48	89,42
20	90,54	88,47	85,98

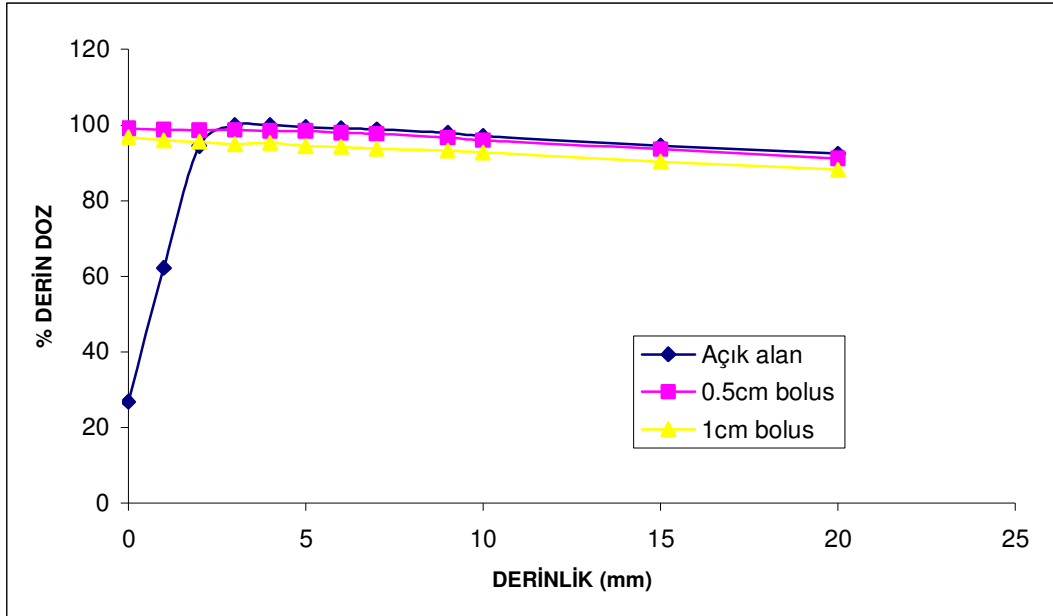


Şekil 10.2. 5x5 cm² alan için %DD eğrisi.

10x10 cm² alan için %DD değerleri Tablo 10.3 ve grafiği Şekil 10.3'dedir.

Tablo 10.3. 10x10 cm² alan boyutunda %DD değerleri.

Derinlik(mm)	Açık alan	0.5cm bolus	1cm bolus
0	26,8	99,12	96,82
1	62,23	98,77	96,00
2	94,44	98,60	95,59
3	100,00	98,70	94,90
4	99,94	98,40	95,33
5	99,42	98,40	94,50
6	99,07	97,93	94,20
7	98,82	97,66	93,80
9	97,90	96,66	93,21
10	97,11	96,00	92,80
15	94,57	93,60	90,30
20	92,43	91,20	88,20

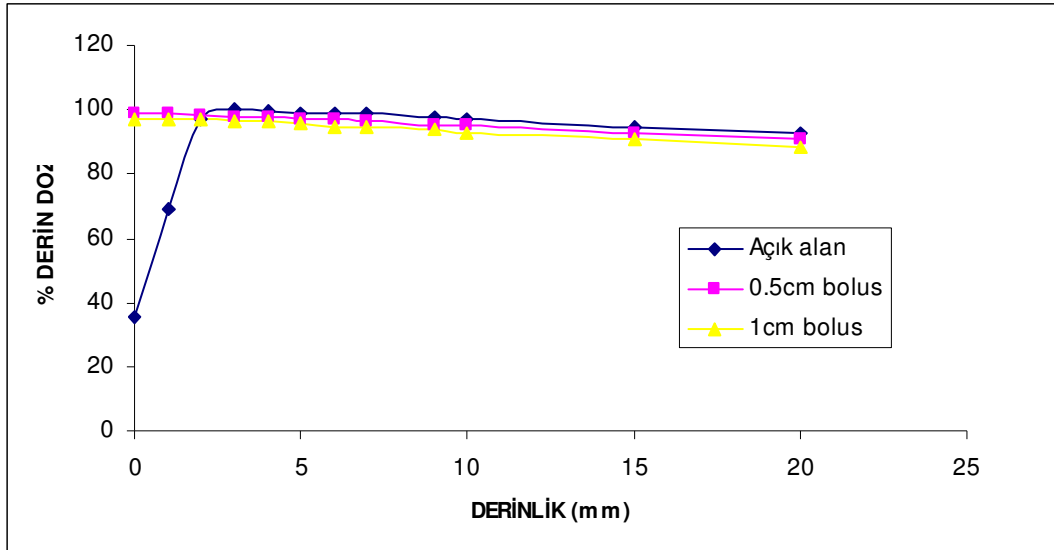


Şekil 10.3. 10x10 cm² alan boyutunda %DD eğrisi.

15x15 alan için %DD değerleri Tablo 10.4ve grafiği Şekil 10.4'dedir

Tablo 10.4. 15x15 cm² alan boyutunda %DD değerleri.

Derinlik(mm)	Açık alan	0.5cm bolus	1cm bolus
0	35,6	98,82	96,7
1	68,89	98,68	96,70
2	97,15	98,42	96,70
3	100,00	97,90	96,30
4	99,70	97,50	96,30
5	99,12	97,20	95,50
6	98,98	96,72	94,80
7	98,72	96,50	94,80
9	97,67	95,40	93,60
10	97,14	95,10	92,80
15	94,81	92,60	90,90
20	92,55	90,90	88,33

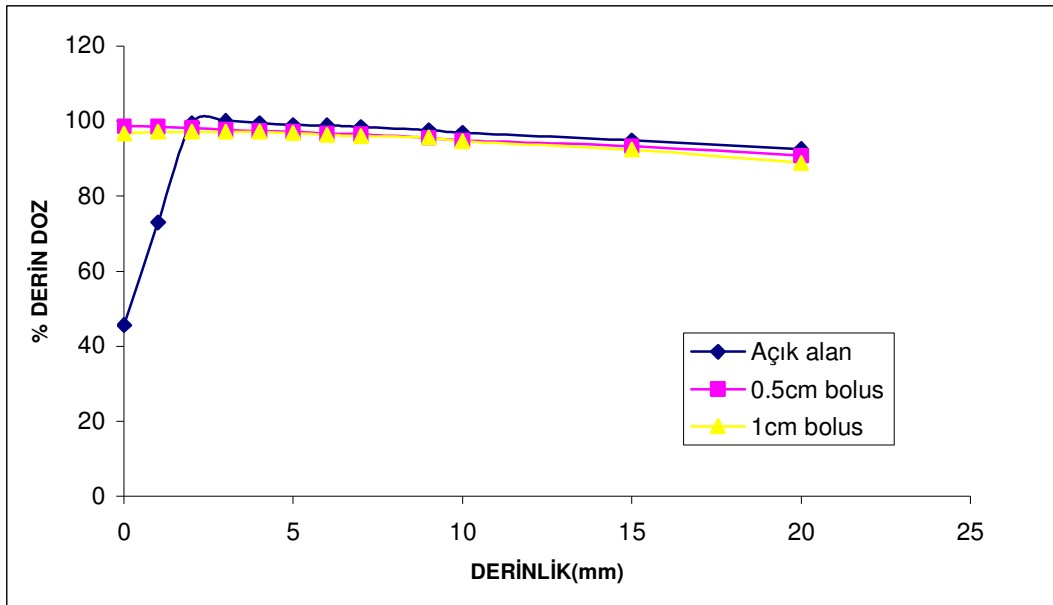


Şekil 10.4. 15x15 cm² alan için %DD eğrisi.

20x20 alan için %DD değerleri Tablo10.5 ve grafiği Şekil10.5 dedir.

Tablo 10.5. 20x20 cm² alan boyutunda %DD değerleri.

Derinlik(mm)	Açık alan	0.5cm bolus	1cm bolus
0	45,6	98,57	96,7
1	72,95	98,48	97,10
2	99,42	98,14	97,10
3	100	97,60	97,10
4	99,45	97,29	97,10
5	98,87	97,10	96,79
6	98,79	96,60	96,30
7	98,44	96,40	96,00
9	97,59	95,50	95,55
10	96,89	94,80	94,60
15	94,83	93,30	92,34
20	92,52	90,72	88,90

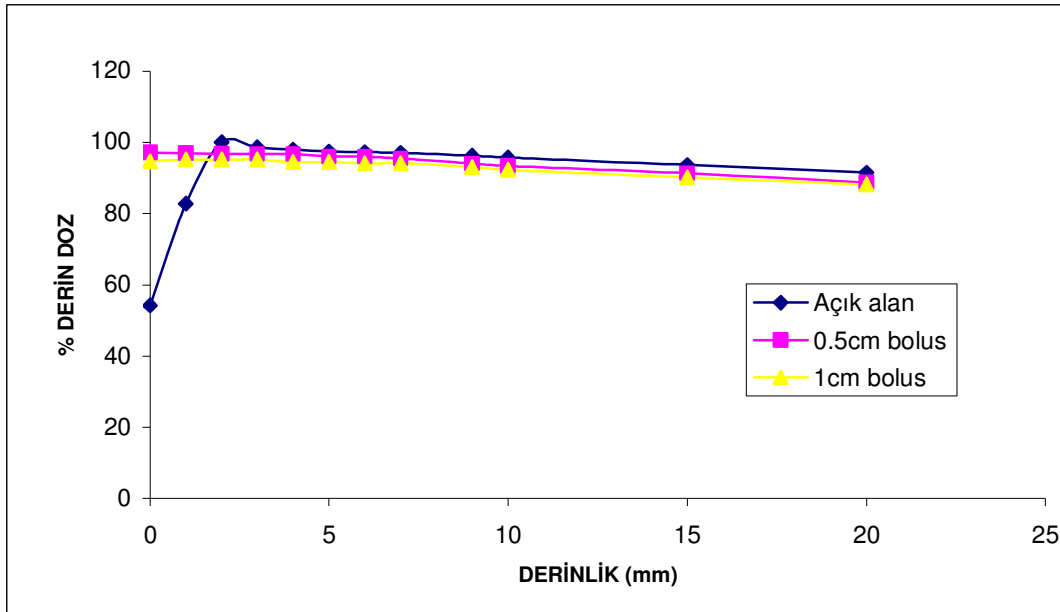


Şekil 10.5. 20x20 cm² alan için %DD eğrisi.

25x25 cm² alan için %DD grafiği Şekil 10.6 ve değerleri Tablo 10.6 dadır.

Tablo 10.6. 25x25 cm² alan boyutunda %DD değerleri.

Derinlik(mm)	Açık alan	0.5cm bolus	1cm bolus
0	54,2	97,12	94,71
1	82,78	96,97	95,20
2	100	96,77	95,20
3	98,57	96,70	95,20
4	97,91	96,70	94,50
5	97,42	96,00	94,50
6	97,26	96,00	94,10
7	97,06	95,40	94,10
9	96,28	94,00	93,10
10	95,67	93,37	92,30
15	93,65	91,30	90,20
20	91,49	88,70	88,20



Şekil 10.6. 25x25 cm² alan için %DD eğrisi.

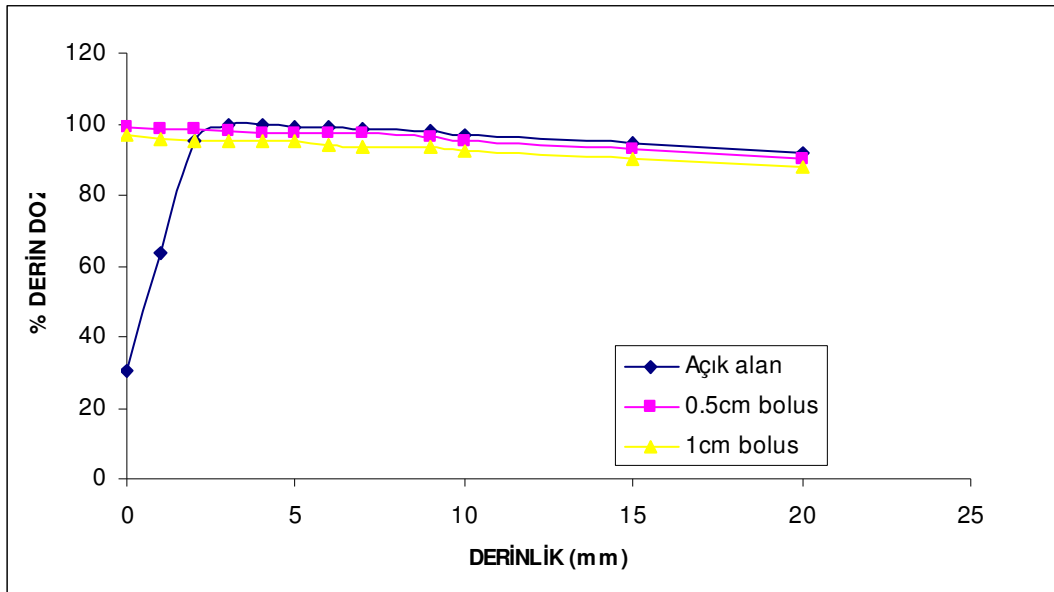
10.3. KCM=70 cm' de, 10x10 cm² Alan İçin %Derin Dozlar

KCM=70 cm'de,10x10 cm² alan büyüklüğünde, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 15, 20 mm derinliklerinde, sırasıyla açık alan, 0,5 ve 1,0 cm kalınlığındaki boluslar kullanılarak elde edilen maksimum doz bölgesi %DD değerleri Tablo 10.7.'de, grafiği Şekil 10.7.'de gösterildi.

10x10 cm² alan için %DD değerleri Tablo 10.7 ve grafiği Şekil 10.7'dedir.

Tablo 10.7. 10x10 cm² alan boyutunda%DD değerleri.

Derinlik(mm)	Açık alan	0.5cm bolus	1cm bolus
0	30,4	98,92	96,65
1	63,51	98,59	96,00
2	95,11	98,36	95,40
3	100,00	98,10	95,30
4	99,85	97,60	95,00
5	99,22	97,60	94,78
6	98,89	97,60	94,20
7	98,66	97,20	93,80
9	97,75	96,10	93,30
10	96,94	95,10	92,40
15	94,44	92,90	90,30
20	91,87	90,30	88,00



Şekil 10.7. 10x10 cm² alan için %DD eğrisi.

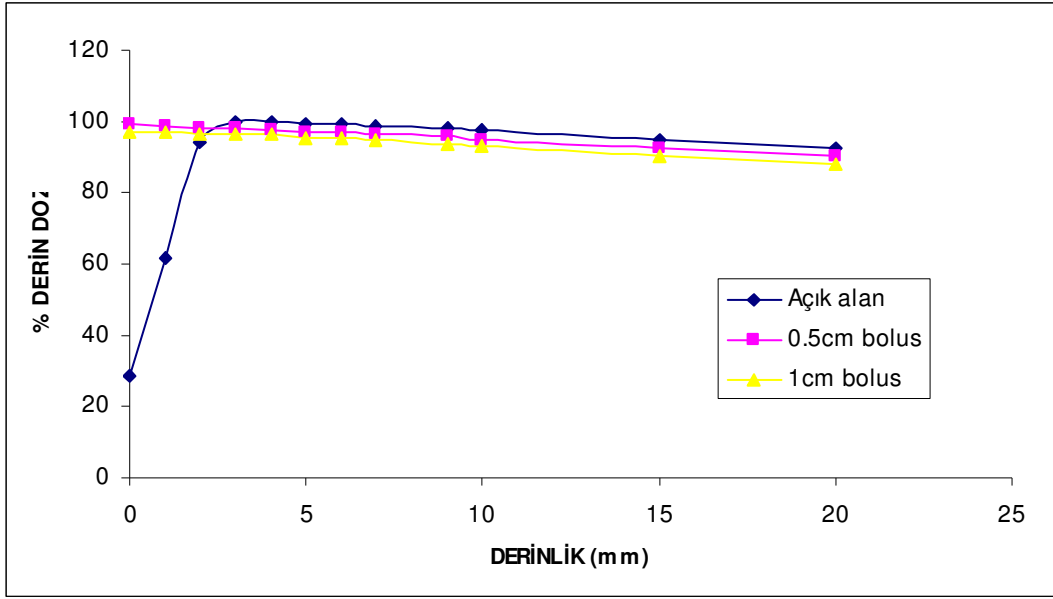
10.4. KCM=100 cm² de, 10x10 cm² Alan İçin %Derin Dozlar

KCM=100 cm² de, 10x10 cm² alan büyüklüğünde, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 15, 20 mm derinliklerinde, sırasıyla açık alan, 0,5 ve 1,0 cm kalınlığındaki boluslar kullanılarak elde edilen maksimum doz bölgesi %DD değerleri Tablo 10.8.' de, grafiği Şekil 10.8.'de gösterildi.

10x10 cm² alan için %DD değerleri Tablo 10.8 ve grafiği Şekil 10.8' dedir.

Tablo 10.8. 10x10 cm² alan için %DD değerleri.

Derinlik(mm)	Açık alan	0.5cm bolus	1cm bolus
0	28,4	99,09	97
1	61,74	98,69	97,02
2	94,41	98,30	96,60
3	100,00	97,90	96,60
4	99,97	97,40	96,20
5	99,39	97,00	95,50
6	98,99	97,01	95,40
7	98,97	96,60	94,80
9	98,03	95,70	93,70
10	97,31	95,00	93,20
15	94,94	92,30	90,50
20	92,54	90,20	88,00



Şekil 10.8. 10x10 cm² alan için %DD .eğrisi.

11. SONUÇLAR

Bu çalışmada kobalt-60 için yüzey dozu ve maksimum doz bölgelerine ait %DD değerleri ölçüldü ve çeşitli kalınlıklardaki süperflab bolus kullanımının yüzey dozunu ve maksimum doz bölgesindeki doz dağılımını nasıl etkilediği araştırıldı.

Ölçümler sabit KCM=80cm'de maksimum doz bölgesindeki polarite etkisi göz önüne alınarak (+) ve (-) polaritelerde yapıldı. Polarite etkisinin %0.5'ten küçük en fazla yaklaşık %0.3 olduğu tespit edildi ve okumaların ortalamaları alındı. Ölçümler sabit KCM' de alındığından mesafe düzeltmesi ters kare kanuna göre hesaplandı. Hesaplanan bu okumalar üzerinden %DD değerleri tespit edildi. Açık alanda maksimum dozun okunduğu derinlik maksimum doz derinliği olarak tanımlanıp diğer okumalar maksimum doz derinliğindeki doza normalize edildi. Böylece açık alandaki maksimum doza göre boluslu alanlardaki değişim net olarak görülebildi. Ancak paralel plak iyon odaları maksimum doz bölgesinde aşırı okuma (over response) yaptıklarından dolayı Velkley'in geçirdiği Gerbi ve Khan'ın son şeklini verdiği %DD düzeltmesi (Gerbi ve Khan, 1990) maksimum doz bölgesinde yapıldı ve bu aşırı okumaların maksimum doz bölgesine doğru inildikçe azaldığı gözlemlendi.

KCM=80cm'de % yüzey dozu ölçümlerinde açık alanda yüzey dozunun alan arttıkça arttığı gözlemlendi. 5x5 cm², de %yüzey dozu %16.2 iken 10x10 cm² alan için %26.81, 15x15

cm² alan için %35.63, 20x20 cm² alan için %45.62 ve 25x25 cm² içinse %54.2 bulundu. Gerbi ve Khan aynı şartlarda ekstrapolasyon iyon odası ile yaptıkları ölçümde 10x10 cm² alan için %yüzey dozunu %21.2 (Gerbi ve Khan, 1990) , Johnson ise %27.7 (Johnson M.W, 1995) Bilge H. ve ark ise % 24.3 (Bilge H. ve ark, 2006) olarak bulmuşlardır. Çalışmamızın sonucunda literatürle uyumlu olarak bu çalışmaların arasında bir değer bulunmuş oldu.

Bolus kullanımının yüzey dozuna etkisine baktığımızda 0.5 cm ve 1 cm kalınlığındaki bolusların yüzeye yerleştirilmesiyle % yüzey dozları sırayla 5x5 cm² alan için %98,66, %96,30, 10x10 cm² alan için %99,12, 96,82, 15x15 cm² alan için 98,82, 96,70, 20x20 cm² için 98,57, 96,70 ve 25x25 cm² için 97,12, 94,71 olarak bulundu.

0.5 cm'lik bolus kullanımı yüzey dozunu 5x5 cm² alan için %16.20'den %98.66'ya çıkarırken 1cm'lik bolus kullanımı %96.3'e çıkarıyor.

KCM=80 cm'de, 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 cm² alan büyüklüklerinde, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 15 , 20 mm derinliklerinde, sırasıyla açık alan, 0,5 ve 0,1 cm kalınlığındaki boluslar kullanılarak elde edilen %DD değerleri bize bolus kullanımının dozları yüzeye çektiğini gösteriyor.

KCM=70, SSD=80 ve KCM=100cm'deki 10x10 cm² açık alanda alanda, % yüzey dozları sırasıyla , %30.4, %16.2 ve % 28.4 olup KCM arttıkça yüzey dozunda hafif bir azalmanın meydana geldiğini görüyoruz.

0.5 ve 1 cm'lik boluslu alanların %DD değerlerine baktığımızda 0.5 cm'lik bolusun %yüzey doz değerleri daha yüksek. Bu da bize cildi ısıtmak için bolus kalınlığını belirlerken kullandığımız enerjinin hangi derinlikte maksimum doza ulaştığını göz önünde bulundurmanız gerektiğini gösterdi.

KAYNAKLAR

1. ICRU Prescribing, Recording And Reporting Photon Beam Therapy, Report No: 50, International Commission on Radiation Units, Bethesda, MD, 1993.
2. Khan F.M., The Physics Of Radiation Therapy.(Third Editon), Philadelphia,Usa, Lippincott Williams& Wilkins, 2003.
3. Podgorsak Ervin B., Review Of Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students., Educational Reports Series, May, 2005
4. Uzal C., Kanserde Işınlama Teknikleri, Ankara, 1995
5. Hoffman D. C., Glenn Theodore Seaborg: Contributions to nuclear science, Radional. Nucl.Chem. 243(1), 7-11, 2000
6. Mayles P.,Nahum Alan E.,Rosenwald Jean-Claude, Handbook of Radiotherapy Physics:Theory and Practice, Taylor&Francis, 2007

7. Kim S., Liu C.R., Zhu T.C. ve Palta J.R., Photon Beam Skin Dose Analyses For Different Clinical Setups. *Med. Phys.*, 25(6), 860-866,1998.
8. Bjarngard B.E., Vadash P., Zhu T., Doses Near The Surface in High-Energy X-Ray Beams. *Med. Phys.*, 22(4), 465-468, 1995
9. Carl J., Vestergaard A., Skin Damage Probabilities Using Fixation Materials in High-Energy Photon Beams. *Radiother. Oncol.*, 55, 191-198, 2000
10. Nilsson B., Brahme A., Elektron Contamination From Photon Beam Collimators. *Radiother. Oncol.*, 5(3), 235-244, 1986.
11. Jakobsen A., Iversen P., Gadeberg C.,Hansen J.L. Ve Hansen M.H., A New System For Patient Fixation In Radiotherapy. *Radiother. Oncol.*, 8, 145-151, 1987.
12. Johnson M.W., Griggs M.A. Ve Sharma S.C., A Comparison Of Surface Doses For Two Immobilizing Systems. *Med. Dosim.*, 20(3), 191-194, 1995.
13. Mellenberg D.E., Determination of Build-Up Region Over-Response Corrections For A Markus Type Chamber. *Med. Phys.*, 17(6), 1041-1044, 1990
14. Gerbi B.J. ve Khan F.M., Measurement Of Dose In The Buildup Region Using Fixed-Separation Plane- Parallel Ionization Chambers. *Med. Phys.*, 17(1), 17-26, 1990
15. Rawlinson J.A., Arlen D. And Newcombe D, Design Of Parallel Plate Ion Chambers For Build-Up Measurements In Megavoltage Photon Beams, *Med. Phys.* 19(3), 641-648, 1992
16. IAEA Technical Reports Series No: 381, The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams, An International Code of Practice for Dosimetry. International Atomic Energy Agency,1997.
17. Nilsson B, Montelius A., Fluence Perturbation in Photon Beams Under Non-Equilibrium Conditions. *Med. Phys.* 13(2) 191-195. 1986.

18. Robert F.Moyer ve Ark, A Surface Bolus Material for High Energy Photon and Electron Therapy, Radiology, 146:531-532, February, 1983
19. Kirkpatrik J. B. ve ark, A Novel Water-Clear ,Low-Modulus Bolus Material, United States Patent Application, 2006.
20. Theratron- 780E referance manuel, 2003.
21. "User Manuel of Roos– type Ionization Chamber", .PTW Freiburg, 2006.
22. "Instruction Manuel of RW3 Slab Phantom" PTW Freiburg, 2006.
23. Bilge H., Küçüçük H., Yöndem S. ve Çakır A., Yüksek Enerjili Fotonlarda Yüzey ve Maksimum Doz Bölgesinin Doz Karakteristikleri.Türk Onkoloji Dergisi, 21(4), 168-173, 2006.

ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında İzmit'te doğan Yasemin Morgül ilk ve orta tahsilini bu şehirde tamamladı. 2002 yılında Trakya Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun olduktan sonra 2004 yılında Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fizik Bölümünde halen devam ettiği yüksek lisans eğitimine başlamıştır.

