

**RADYASYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN 6 MV FOTON
ENERJİSİNİN TÜMÖRLÜ DOKUYA UYGULAMA SÜRESİNİ
HESAPLAYAN BİLGİSAYAR PROGRAMININ YAZILMASI**

Yasin ERGİN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ŞUBAT 2014

Yasin ERGİN tarafından hazırlanan “RADYASYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN 6 MV FOTON ENERJİSİNİN TÜMÖRLÜ DOKUYA UYGULAMA SÜRESİNİ HESAPLAYAN BİLGİSAYAR PROGRAMININ YAZILMASI” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Fizik Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Gökay UĞUR

Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Başkan: Prof. Dr. Hüseyin Ünver

Fizik Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

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

Üye: Doç. Dr. Mustafa Hicabi Bölükdemir

Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Tez savunma tarihi: 11/02/2014

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

Prof. Dr. Şeref SAĞIROĞLU
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

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

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

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

Yasin ERGİN

02/11/2014

**RADYASYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN 6 MV FOTON ENERJİSİNİN
TÜMÖRLÜ DOKUYA UYGULAMA SÜRESİNİ HESAPLAYAN
BİLGİSAYAR PROGRAMININ YAZILMASI
(Yüksek Lisans Tezi)**

Yasin ERGİN

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Şubat 2014**

ÖZET

Bu çalışmada GE Saturn 43 Lineer Hızlandırıcı cihazının 6 MV enerjili foton enerjisinin belirli alan ve derinlikteki Doku Fantom Oranı (TPR-Tissue Phantom Ratio) değerleri, katı fantom kullanılarak ölçülmüştür. Bu ölçümler Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu (IAEA)'nın yayınladığı, Technical Reports Series No:277 kriterlerine göre 5 cm derinliğe normalize edilmiştir. Daha sonra ölçülen bu TPR tablosu C^{++} diline doz hesabı yapmak için çevrilmiştir. İstenilen derinlik ve alandaki doz hesabının bulunabilmesi için bir kullanıcı arayüz ekranı oluşturulmuştur. Yazılan program, Ankara Demetevler Onkoloji Hastanesindeki Saturn 43 cihazına ait Tedavi Planlama Sistemi (TPS) ile C^{++} programından elde edilen Monitör Unit (MU) değerleri karşılaştırılmıştır. Ayrıca farklı alanlarda, derinliklerde ve tekniklerde (SSD-Kaynak Cilt Mesafesi, SAD-Kaynak Eksen Mesafesi), TPS ile MU hesabının sonuçlarının doğruluğu kontrol edilerek gösterilmiştir.

Bilim Kodu : 202.1.147
Anahtar Kelimeler : Radyasyon onkolojisi, lineer hızlandırıcı, soğurulan doz
Sayfa Adedi : 61
Danışman : Prof. Dr. Gökay UĞUR

**THE WRITING OF COMPUTER PROGRAM CALCULATED THE
IMPLEMENTATION PERIOD OF 6 MV PHOTON ENERGY TO IN THE TUMOR
TISSUE RADIATION THERAPY**

(M. Sc.Thesis)

Yasin ERGİN

**GAZİ UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES**

February 2014

ABSTRACT

In this study, it is measured that Tissue Phantom Ratio (TPR) values of 6 MV photon energy of GE Saturn43 accelerator device using solid phantom for specific field and depths. According to Technical Report Series No:277 criteria of the reports which are published by International Atomic Energy Agency (IAEA) these measurements were normalized in 5 cm depth. Then, we convert the values of the TPR table to the C++ language to calculate dose. Besides user interface screen were created so as to calculated dose for determined depth and field. We compared Monitor Unit (MU) values of the our program with Treatment planning system (TPS) of the Ankara Demetevler Oncology Hospital device. Also we tested accuracy of the results which calculated with TPS and MU using different field, depth and techniques (SSD-Source Skin Distance, SAD-Source Axis Distance).

Science Code : 202.1.147
Key Words : Radiation oncology, linear accelerator, absorbed dose
Page Number : 61
Supervisor : Prof. Dr. Gökay UĞUR

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren ve tecrübelerinden faydalandığım kıymetli Hocam Prof. Dr. Gökay UĞUR'a, destekleri için değerli Fizik Mühendisi Murat AVŐAR ve Adil DEMİR'e, programın yazılmasında büyük katkıları olan Levent KARADAĞ'a, tezin yazımında çok büyük maddi ve manevi desteği olan değerli Fizikçi Nafiye KAPLAN'a, maddi ve manevi katkılarıyla her zaman yanımda olan aileme teőekkürü bir borç bilirim.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. RADYASYON VE RADYOAKTİVİTE.....	4
2.1. Atom.....	4
2.2. İyonizasyon ve İyon.....	5
2.3. Radyoaktivite.....	5
2.4. Radyoaktif Bozunma.....	6
2.5. Radyoaktif Bozunum Türleri.....	7
2.5.1. Alfa bozunumu.....	8
2.5.2. Beta bozunumu.....	8
2.5.3. Gama bozunumu.....	10
2.6. Radyasyon.....	10
2.7. Elektromanyetik Radyasyonun Madde İle Etkileşimi.....	11
2.7.1. Fotoelektrik olay.....	12
2.7.2. Compton saçılması.....	13

2.7.3. Çift oluşum.....	14
2.8. Radyasyon Birimleri.....	15
3. DOZ DAĞILIMLARI.....	18
3.1. Maksimum Doz Noktası (Build-Up Doz).....	18
3.2. Derin Doz Dağılımları.....	19
3.3. % Derin Doz Kavramı (%DD).....	19
3.3.1. %DD' un demet kalitesi ve derinliğe bağlılığı.....	20
3.3.2. %DD'un alan büyüklüğü ve şekil bağlılığı.....	20
3.3.3. %DD'un SSD bağlılığı.....	21
3.4. Doku Hava Oranı (TAR, Tissue-Air-Ratio) Kavramı.....	23
3.4.1. TAR'ın enerji, derinlik ve alan büyüklüğü ile değişimi.....	24
3.5. Geri Saçılma Faktörü.....	25
3.6. Saçılan Hava Dozu Oranı (SAR, Scatter Air Ratio).....	25
3.7. Dozimetrik Hesaplama Sistemi.....	26
3.8. Doz Hesaplama Parametreleri.....	27
3.8.1. Kolimatör saçılması düzeltme faktörü (Sc).....	27
3.8.2. Fantom saçılması düzeltme faktörü (Sp).....	27
3.9. Doku Fantom Oranı ve Doku Maksimum Doz Oranı Kavramları.....	29
3.10. Maksimum Saçılma Oranı (SMR, Scatter Maximum Ratio).....	31
3.11. Kare Eşdeğer Formülü.....	31
3.12. Kama (Wedge) Faktörü.....	31
3.13. Tepsi (Tray) Faktörü.....	31

4. KULLANILAN ARAÇ VE GEREÇLER.....	33
4.1. Lineer Hızlandırıcı.....	33
4.1.1. Enjeksiyon sistemi.....	34
4.1.2. Radyo frekans güç üretim sistemi.....	34
4.1.3. Hızlandırıcı dalga kılavuzu.....	35
4.1.4. Çevresel sistemler.....	35
4.1.5. Demet taşıma sistemi.....	35
4.1.6. Demet şekillendirme sistemleri.....	35
4.2. Katı Fantom.....	36
4.3. Elektrometre.....	36
4.4. İyon Odası.....	37
5. YÖNTEM.....	38
5.1. TPR'nin Ölçülmesi.....	38
5.2. C ⁺⁺ programında Doz Hesabı	38
5.2.1. Açık alanlar için ışınlama süresi hesabı.....	38
5.2.2. Korumalı alanlarda ışınlama süresi hesabı.....	41
5.2.3. C ⁺⁺ programında verilen alanın kare eşdeğerinin bulunması.....	42
6. ÖRNEK HESAPLAMALAR.....	44
7. SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	47
KAYNAKLAR.....	48
EKLER.....	50
ÖZGEÇMİŞ.....	61

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Çekirdeğe ait atom ve kütle numarasının şematik gösterimi.....	5
Şekil 2.2. (^{210}Bi)'un β^- bozunumu sonrasında yayınlanan elektronların enerji spektrumları.....	9
Şekil 2.3. Elektromanyetik radyasyonun alüminyum ile etkileşimi.....	12
Şekil 2.4. Fotoelektrik olay.....	13
Şekil 2.5. Compton saçılması.....	13
Şekil 2.6. Çift oluşum.....	14
Şekil 3.1. %DD'un şematik gösterimi.....	20
Şekil 3.2. Doku Hava Oranının (TAR) şematik tanımı.....	23
Şekil 3.3. Doku Fantom Oranının (TPR) şematik tanımı.....	29
Şekil 4.1. Lineer hızlandırıcı cihazının blok şeması	34

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 4.1. NE Teknoloji 2570/1 Farmer elektrometre.....	36
Resim 4.2. Farmer 2571 iyon odası ve kablosu.....	37
Resim 5.1. C++’da, TPR değerini bulup hesaba katan yazılım.....	41
Resim 5.2. C++ programında kare eşdeğerin bulunması.....	43



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Doğal radyoaktif seriler.....	6
Çizelge 2.2. Radyasyon çeşitleri.....	11
Çizelge 2.3. Radyasyon ile ilgili eski ve yeni birimler ve birbirine dönüşümleri.....	15
Çizelge 3.1. 6 MV foton enerjisi için belirlenen S_c ve S_p değerleri.....	28
Çizelge 3.2. 6 MV foton enerjisi için belirlenen TPR değerleri.....	30



SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler

Açıklama

Bq	Becquerel
Ci	Curie
Gy	Gray (Soğurulan Doz)
R	Roentgen
cc	Santimetre küp
Sv	Sievert (Biyolojik Doz Birimi)

Kısaltmalar

Açıklama

ÇNAEM	Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi
IAEA	International Atomic Energy Agency
IC	Ion Chamber (İyon Odası)
MU	Monitor Unit
MV	Mega volt
RAD	Soğurulan Doz Birimi
REM	Biyolojik eşdeğer dozu
S_c	Kolimatör Saçılma Faktörü
S_p	Fantom Saçılma Faktörü
SAD	Source Axis Distance (Kaynak Eksen Mesafesi)
SAR	Scatter Air Ratio (Havada Saçılma Oranı)
SMR	Scatter Maximum Ratio (Maksimum Saçılma Oranı)
SSD	Source Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)
SSDL	Secondary Standart Dosimetry Laboratories
TPR	Doku Fantom Oranı
TMR	Doku dozunun maksimumuna oranı
%DD	Yüzde Derin Doz

1. GİRİŞ

İyonlaştırıcı radyasyonlar, parçacıklardan veya fotonlardan oluşur. Canlı dokular için tahrip edici özelliği vardır. Hücre içi metabolizma bozuklukları ve hücre zarında bir takım tahribatlar yanında en önemli etki, hücrenin canlılığını ve bölünerek çoğalmasını kontrollü bir şekilde temin eden hücre çekirdeğinde meydana gelir. İyonlaştırıcı radyasyonlar bu etkileri ile tıp ve biyolojide önemli uygulama alanları bulmuşlardır. Radyoterapi ve nükleer tıpta kanser tedavisi için kullanılan iyonlaştırıcı radyasyonlarla geçici olarak tümör hücreleri tahrip edilirken, sağlam dokuların zarar görmesi mümkün olduğu kadar azaltılmaktadır [1].

Tıpta kanser tedavisinde kullanılan iyonlaştırıcı radyasyonlar 50-400 keV ve 1,25-25 MeV seviyeleri arasındadır [1].

Radyoterapide amaç, belirlenen hedef hacim üzerine en uygun dozu verirken, radyasyona hassas kritik organları ve civarındaki sağlıklı dokuları mümkün olduğunca korumaktır. Tümör kontrolü hedef hacmine verilen doz ile yakın ilişkili olduğundan bu amaca ulaşmak için hastaya verilen dozun çok iyi bilinmesi gerekir. Bu nedenle radyoterapide klinik fiziğin iyi bilinmesi ve tedavi planlamasındaki kavramların anlaşılması zorunludur [2].

Yüksek enerjili X-ışını kaynağı, parçacık hızlandırıcılar ve Co-60 γ ışını kaynağı radyoterapide çeşitli hastalıkların ve özellikle tümörlerin tedavisinde kullanılır [3].

İyonize radyasyonun ilk klinik uygulamaları 1930'lu yılların başında radyumun kanserin tedavisinde kullanımı ile başladı. Başlangıçta, tedaviler radyum kaynağının doğrudan doğruya tümör içine veya vücut oyuklarına yerleştirilmesi şeklinde yapılıyor ve tedavi dozu özel formüllerden yararlanılarak hesaplanıyordu. Tedavi ekibini korumaya yönelik önlemler geliştikçe miligram veya gram olarak kullanılan radyum miktarı arttırılmaktaydı [3].

Yüksek enerjili elektron demetleri ilk defa 1950 yılında betatronlarla beraber kullanılmaya başlanmıştır. İlk yıllarda elektron üreticisi olarak kullanılan betatronların yerini, 1970'li yıllarda foton ve çoklu enerjili elektron demetleri üretebilen lineer hızlandırıcılar almış ve bu cihazlar klinikte kullanılmaya başlanmıştır. Betatronların X-ışını doz verimlerinin

düşük olması ve geniş alan tedavilerine uygun olmamaları nedeni ile yapımlarına son verilmiştir. Elektron demetlerinin en çok kullanılan enerji seviyeleri 6-15 MeV arasında olup 5 cm'den daha az derine yerleşmiş yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılır. Kliniklerde elektron demetleri; dudak ve cilt kanserlerinin tedavisinde, meme kanserinde göğüs duvarının ışınlanmasında, lenf nodüllerine ve tümör yatağına verilen ek (boost) tedavisinde, intraoperatif ve interkaviter tedavilerde kullanılmaktadır [3].

Radyoterapi ile ilk hasta tedavisi 1899 yılında yüzeye yerleşmiş tümörlerde denenmiştir. Coolidge 1912'de, enerji piki 140 kV olan X-ışını tüpünü geliştirmiştir. 1922'de, 200 kV'luk X-ışınları derine yerleşmiş lezyonlar için kullanılmaya başlanmıştır. 1940'larda parçacık hızlandırıcıları ve megavolt enerji mertebesindeki X-ışını tedavisinde önemli olan betatronların kullanımına geçilmiştir. 1952'de ilk kez 30 MW'lık klystron, Stanfords Ginzton, Hansen ve Chodorow tarafından geliştirildi. Böylece 10-25 MeV'lik lineer hızlandırıcıların kullanımına başlanmıştır [4].

Radyoterapinin ilk devrelerinde kullanılan cihazlarda 250-400 kV potansiyele sahip X-ışınları üretiliyordu. Bu enerji seviyelerinde elde edilen X-ışınlarının, doku içindeki giriciliği düşük olduğundan, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde yetersiz kalmaktaydı. Bu yüzden giriciliği daha çok olan yüksek enerjili X-ışınlarına ihtiyaç duyuldu. Konvansiyonel X-ışını tüpleri ile yüksek enerjili ışınların elde edileceğinin anlaşılması üzerine, yüksek enerjili X-ışını üretebilecek cihazların tasarımına başlandı. Bu amaçlı ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsviçreli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. 1930'lu yılların sonunda, yüksek frekanslı, çok kısa dalga (mikrodalga) osilatörleri geliştirildi. Bu osilatörler, lineer hızlandırıcılarda elektron hızlandırmak için kullanıldı. Günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948'de İngiltere ve 1955'de Amerika'da kurulmuştur [5].

Ayrıca 1950'li yıllarda, giricilik gücü yüksek lineer hızlandırıcılar ile Co-60 ve Cs-137 gibi yapay radyoaktif kaynaklar kullanım alanına girdi. Böylece derine yerleşmiş tümörlere yeterli doz verilirken çevredeki normal dokuların daha az radyasyon alması sağlandı [5].

Radyoterapide sağlıklı dokunun korunması ve tümörlü hücreye istenilen dozun doğru bir şekilde verilebilmesi çok önemlidir. Bundan dolayı, radyasyon dozunun ölçülebileceği ölçüm sistemleri geliştirilmiştir. Günümüzde ölçüm sistemlerinin kalibrasyon faktörleri,

Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi (ÇNAEM)'de Co-60 referans kaynağından Secondary Standart Dosimetry Laboratories (İkinci Derece Standart Dozimetre Laboratuvarı)'de yapılmaktadır. Kullanılan katı fantomlar su eşdeğeri malzemeden üretilmiştir. Bunun nedeni insan vücudunun yaklaşık %70'inin su olması ve doz hesaplamalarında hedefin su eşdeğeri olarak kabul edilmesidir.

Bu çalışma 7 bölümden oluşmaktadır. İkinci bölümde; radyasyon ve radyoaktivitenin özellikleri ile ilgili bilgiler yer almaktadır. Üçüncü bölümde; radyoterapideki doz dağılımları ve özel durumlarından bahsedilmektedir. Dördüncü bölümde; bu çalışmada kullanılan ölçüm cihazları açıklanmıştır. Beşinci bölümde; yöntem ve C⁺⁺ programının açıklaması yapılmıştır. Altıncı bölümde ise örnek hesaplama yapılmıştır. Son bölümde sonuçların değerlendirilmesine ve önerilere yer verilmiştir.

2. RADYASYON VE RADYOAKTİVİTE

Radyasyon ve radyoaktivitenin özelliklerinin anlaşılabilmesinde madde ve atom yapısının iyi bilinmesi gereklidir. Dalton ve Avagadro'nun araştırmaları sonrasında atom teorisi geliştirilmiştir. 1887 yılında Thomson'un elektronu keşfetmesiyle atomun parçalanamaz olduğu düşüncesi değişmeye başlamıştır. Rutherford ve arkadaşlarının buluşları ile birlikte Bohr 1913'te birçok yönden daha tatmin edici bir atom modeli geliştirmiştir.

2.1. Atom

Yunanca'da bölünemeyen anlamına gelen "atom", bir elementi meydana getiren ve o elementin bütün fiziksel ve kimyasal özelliklerini taşıyan en temel parçasıdır. Atom elektron, proton ve nötron olarak bilinen üç temel parçacıktan oluşur [6].

Atom, pozitif yüklü bir çekirdek ve etrafındaki yörüngelerde dolanan negatif yüklü elektronlardan oluşur. Atom çekirdeği ise nükleon olarak adlandırılan ve elektronlara göre yaklaşık iki bin kat daha ağır olan pozitif yüklü proton ve yüksüz nötronlardan oluşur. Proton " p^+ ", nötron " n^0 " olmak üzere [6, 7],

$$m(p^+) \approx m(n^0) = 1,673 \cdot 10^{-27} \text{ kg}$$

Protonun kütlesi elektronun kütlesinin 1837 katıdır.

Nötr bir atomda $p \text{ sayısı} = e \text{ sayısı}$ olur.

Çekirdekte yer alan protonların ve nötronların toplam sayısı; yani nükleonların toplam sayısı o çekirdeğin kütle numarasını (A) verir. Protonların toplam sayısı ise çekirdeğin atom numarasını (Z) ifade eder. Bir çekirdeğin atom numarası ve kütle numarasının gösterimi Şekil 2.1'de verilmektedir [6, 7].



Şekil 2.1. Çekirdeğe ait atom ve kütle numarasının şematik gösterimi

Burada Z, atom numarası; A, kütle numarası ve N, nötron sayısını ifade etmektedir.

İzotop atom: Aynı atom numaralı atomlardır.

İzobar atom: Aynı kütle numaralı atomlardır.

İzoton atom: Aynı nötron sayılı atomlardır.

İzomer atom: Aynı atom numarasına, aynı kütle numarasına sahip yarı kararlı atomlardır.

2.2. İyonizasyon ve İyon

Nötr bir atomda, çekirdekteki pozitif yüklü protonların sayısı ile çekirdeğin yörüngelerinde bulunan elektronların sayıları eşittir. Bir atomdan, dışardan uyarılma ile elektron koparıldığında ya da bir atoma elektron ilave edildiğinde elektriksel yük dengesi bozulur ve böylece atom, pozitif (+) veya negatif (-) yüklenir. Atomda oluşan bu elektriksel yük değişikliğine *iyonizasyon* ya da *iyonlaşma* denir. İyonizasyon sonucu oluşan pozitif yüklü atom veya negatif yüklü serbest elektronlara *iyon* adı verilir. İyonizasyon olayında bir elektronu yörüngesinden sökebilecek enerji miktarına *bağlanma enerjisi* denir.

2.3. Radyoaktivite

Kararsız bazı elementlerin kendiliğinden parçalanmaları sonucu, parçacıklar ya da elektromanyetik radyasyon yayınlarak daha kararlı hale geçmesine **radyoaktivite** denir. İlk kez 1896'da Henri Becquerel tarafından keşfedilmiştir.

Doğal radyoaktif elementler; $Z=81-92$ arasındaki elementlerdir. Dört radyoaktif seri bulunmaktadır. Bunlar Tablo 2.1'den görüldüğü gibi; Toryum, Neptünyum, Uranyum, Aktinyum'dur.

Çizelge 2.1. Doğal radyoaktif seriler

Seri Adı	Son Çekirdek (Kararlı)	En uzun ömürlü üyesi	
		Çekirdek	Yarı-Ömür (Yıl)
Toryum	^{208}Pb	^{232}Th	$1,41 \times 10^{10}$
Neptünyum	^{209}Bi	^{237}Np	$2,14 \times 10^6$
Uranyum	^{206}Pb	^{238}U	$4,47 \times 10^9$
Aktinyum	^{207}Pb	^{235}U	$7,04 \times 10^8$

Yapay radyoaktif elementler; kararlı elementler, elektromanyetik alan içinde hızlandırılmış parçacıklar ile bombardıman edilerek radyoaktif hale getirilerek elde edilir.

2.4. Radyoaktif Bozunma

Çekirdekteki proton ve nötron sayısı eşit olan atomlar kararlı (stabil) atomlardır. Çekirdekte nötron veya proton fazlalığı olduğunda çekirdek kararsız hale geçmektedir. Bu tür kararsız çekirdekler kararlı hale geçebilmek için üzerindeki fazla enerjiyi atmak isterler. Kararsız çekirdeğin kararlı hale geçmesine, çekirdeğin bozunarak çevreye parçacık veya foton yapısında dalga türü enerji yaymasına *radyoaktif bozunma* denir. Böyle kararsız çekirdeklere de *radyoaktif çekirdek* denir. Çekirdekler alfa, beta ve gama ışıması yaparak daha kararlı bir hale geçer [6, 7].

Aktiflik: Yayınlanan radyasyonların ve parçacıkların türleri ve enerjileri radyasyondan korunma açısından büyük önem taşır. Bu nedenle farklı radyasyonların oluşturdukları etkiler bilinmelidir. Radyoaktif kaynağın aktifliğinin bilinmesi de önemlidir. Dönüşüm

şekli ne olursa olsun her radyoaktif çekirdek belli bir dönüşüm olasılığına sahiptir, bu λ bozunma sabiti ile tanımlanır. N atom içeren bir kaynağın aktivitesi:

Aktivite = $\lambda \cdot N$ 'dir.

N radyoaktif çekirdek sayısı, Avogadro sayısı ve radyoaktif izotopun kütlesiyle belirlenir. Bozunma sabiti λ , her bir radyoaktif çekirdek için genellikle saniye, dakika, saat vb. gibi belli bir zaman aralığındaki dönüşüme uğrayan radyoaktif çekirdek sayısıdır [8].

Yarı Ömür: Radyoaktif bir maddenin yarıya inmesi için geçen süredir. Yarı ömür fiziksel, biyolojik ve etkin (efektif) yarı ömür olmak üzere farklı şekillerde ifade edilir. Radyoaktif maddenin bozunarak başlangıçtaki durumundan yarıya inmesi için geçen süreye *fiziksel yarı ömür* denir. Vücuda yerleştirilen radyoaktif maddenin miktarının yarıya inmesi için geçen süreye *biyolojik yarı ömür* denir. Vücuda yerleştirilmiş olan radyoaktif madde miktarının yarısının aktif halde vücutta kaldığı miktarına *etkin (efektif) yarı ömür* denir [6].

Ortalama Ömür: Bir radyoaktif kaynaktaki atomların her birinin dönüşmesi için geçen ortalama zamandır. Bu değer bazı atomlar için kısa bazıları için uzundur ya da bu ikisi arasındadır. Kaynaktaki atomların ortalama ömrü, kaynaktan yayınlanan radyasyon miktarını belirlemede faydalı olabilir [7].

2.5. Radyoaktif Bozunum Türleri

Radyoaktif çekirdekler kararlı hale geçebilmek için kendiliğinden bozunuma uğrarlar. Bu durum üç şekilde gerçekleşebilir. Buna göre kararsız bir çekirdek alfa ya da beta parçacıkları yayarak daha kararlı bir çekirdek haline gelmeye çalışır. Gama bozunumu ise, çekirdeğin cinsi değişmeden uyarılmış bir durumdan taban durumuna geçmesi durumudur. Alfa ve beta bozunumlarında ürün çekirdek uyarılmış durumda kalmış ise gama bozunumu yaparak kararlı hale gelebilir.

2.5.1. Alfa bozunumu

Rutherford, alfa parçacığının gerçekte He çekirdeği olduğunu göstermiştir. Özellikle ağır çekirdeklerde görülen bu bozunumda 2 proton ve 2 nötrondan oluşan He çekirdeği (α -parçacığı) fırlatılır. Yani çekirdeğin kararsızlığı hem proton hem de nötron fazlalığından kaynaklanıyorsa, çekirdek bir alfa parçacığı yayımlayarak bozunur. Bu durumda bozunan çekirdeğin atom numarası 2, kütle sayısı ise 4 azalır. Bu bozunumda proton ve nötron sayıları ayrı ayrı korunur [6, 7, 9].



2.5.2. Beta bozunumu

Beta bozunumunun üç farklı türü vardır. Bunlar: β^- , β^+ ve elektron yakalamadır.

β^- bozunumu: Eğer radyoaktif bir çekirdeğin kararsızlığı çekirdekdeki nötron fazlalığından kaynaklanıyorsa, kararlı hale geçebilmek için nötronlardan birini proton ve elektrona dönüştürür. Burada proton çekirdekte kalırken, elektron hızla atomdan dışarı atılır.



Bu yüksek hızlı elektrona beta parçacığı (veya negatron) adı verilir. Bu şekilde beta yayımı yapan radyoaktif çekirdeğin atom numarası bir artar, kütle numarası ise değişmez. Beta parçacıklarının yayınlanmasına eş zamanlı olarak oluşan yük taşımayan, momentumu ve enerjisi olan nötrino parçacığı da meydana gelir. Nötrino parçacığı ayırte diledi bir miktarda, herhangi bir iyonlaşmaya sebep olmaz. Nötrino maddeyle çok zayıf olarak etkileşir ve çok küçük, ya da yaklaşık olarak sıfır manyetik momente sahiptir. Nötrininun elektromagnetik özelliği yoktur.

β^+ bozunumu: Atomun kararsızlığı proton sayısındaki fazlalıktan kaynaklanıyorsa protonlardan biri nötron ve pozitif yüklü elektrona (pozitrona) dönüşür.

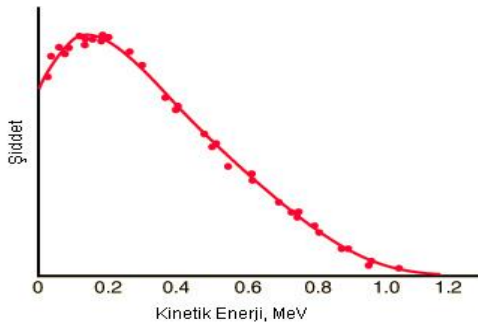


Nötron çekirdekte kalır, pozitron dışarı fırlatılır. Böylece pozitron yayınlayan radyoaktif çekirdeğin proton sayısı bir eksilir ve kütle numarası değişmez.

Elektron yakalama olayı: Çekirdek proton fazlalığından dolayı kararsız ise atomun çekirdeğine yakın (K, L) yörüngelerinde bulunan elektronlarından biri çekirdek tarafından yakalanabilir. Elektronla bir proton birleşerek nötron ve nötrino haline dönüşür. Bu bozunumda çekirdekten parçacık salınmaz ancak pozitron bozunmasında olduğu gibi proton sayısı bir eksilir. Kütle numarası ise aynı kalır. Bu olayda atomun elektron yörüngesinde boşalan yere üst yörüngelerdeki başka bir elektron geçer ve *karakteristik x-ışını* yayımlanır.



Her üç beta bozunumunda da proton ve nötron sayıları bir birim değişmesine karşın kütle numarası sabit kalır. Bozunumlarda nötrino ve antinötrino denilen yüksüz ve kütsüz parçacıkların ortaya çıktığı görülmektedir. Bu parçacıkların varlığı ilk olarak Pauli tarafından 1930'da önerilmiş ve daha sonra Fermi tarafından nötrino olarak adlandırılmıştır. Beta bozunumunda yayımlanan elektronların enerjileri Şekil 2.2'de görüldüğü gibi sürekli bir spektruma sahiptir [6, 9].



Şekil 2.2. (${}^{210}\text{Bi}$)'un β^- -bozunumu sonrasında yayımlanan elektronların enerji spektrumları [10]

2.5.3. Gama bozunumu

Alfa ve beta bozunumlarının birçoğunda ürün çekirdek, uyarılmış durumda kalır. Ürün çekirdek bu uyarılmış durumdan kurtulmak için gama yayınlar ve enerji bakımından temel seviyeye (sıfır enerji seviyesine) iner. Bu şekilde bozunan yarı kararlı çekirdeğin proton ve nötron sayılarında bir değişme olmaz. Gama ışınları, X ışınları ve görünür ışık gibi elektromagnetik radyasyondur. Gama bozunumunun yarı ömrü diğer bozunumlarla karşılaştırıldığında çok kısa olup enerji spektrumları ise kesiklidir [6].

2.6. Radyasyon

Radyasyon, maddenin kendiliğinden veya çevreden aldığı enerji etkisiyle dış ortama elektromagnetik dalga veya yüklü yada yüksüz parçacık olarak salınım yapmasıdır. Dolayısıyla radyasyon olayında alfa, beta, nötron ve elektron demeti gibi parçacıklar ile gama ve x-ışınları gibi foton yapısındaki elektromanyetik dalgalar etkilidir.

Bir maddenin kendiliğinden radyasyon yayabilmesi için, o maddeyi oluşturan atomların çekirdeklerinde parçalanma (bozunma) olayının gerçekleşiyor olması gerekmektedir. Kararsız çekirdek yapısına sahip atomlar kararlı çekirdek yapısına geçebilmek için üzerindeki fazla yükü dış ortama aktarmaktadır [6]. Tablo 2.2'den de görüldüğü gibi:

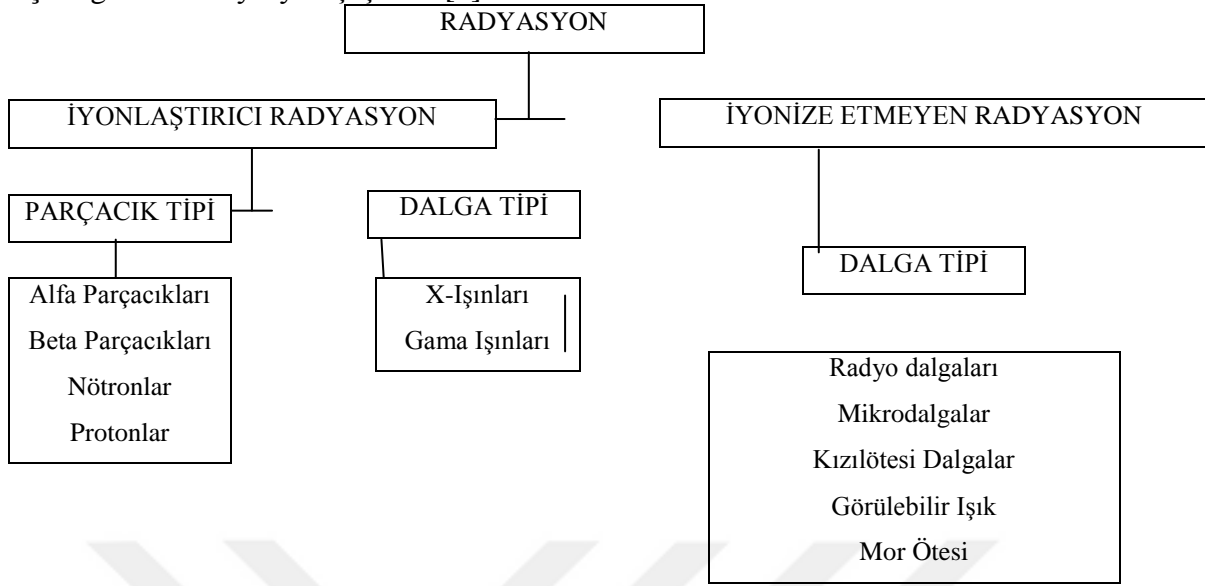
İyonize etmeyen radyasyon

1. Etkileştiği materyal içindeki atomları yeteri kadar enerjisi olmadığı için iyonize edemez ve sadece uyararak yetinir.
2. Mikrodalgalar, görünür ışık, radyo dalgaları, kızılötesi ve (çok kısa dalga boyluları hariç olmak üzere) morötesi ışık iyonize etmeyen radyasyona örnektir.

İyonlaştırıcı radyasyon

Atomdan elektron koparabilen yani atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. Bunlar: Alfa, beta, gama, X-ışınları, proton ve nötronlar'dır.

Çizelge 2.2. Radyasyon çeşitleri [6]



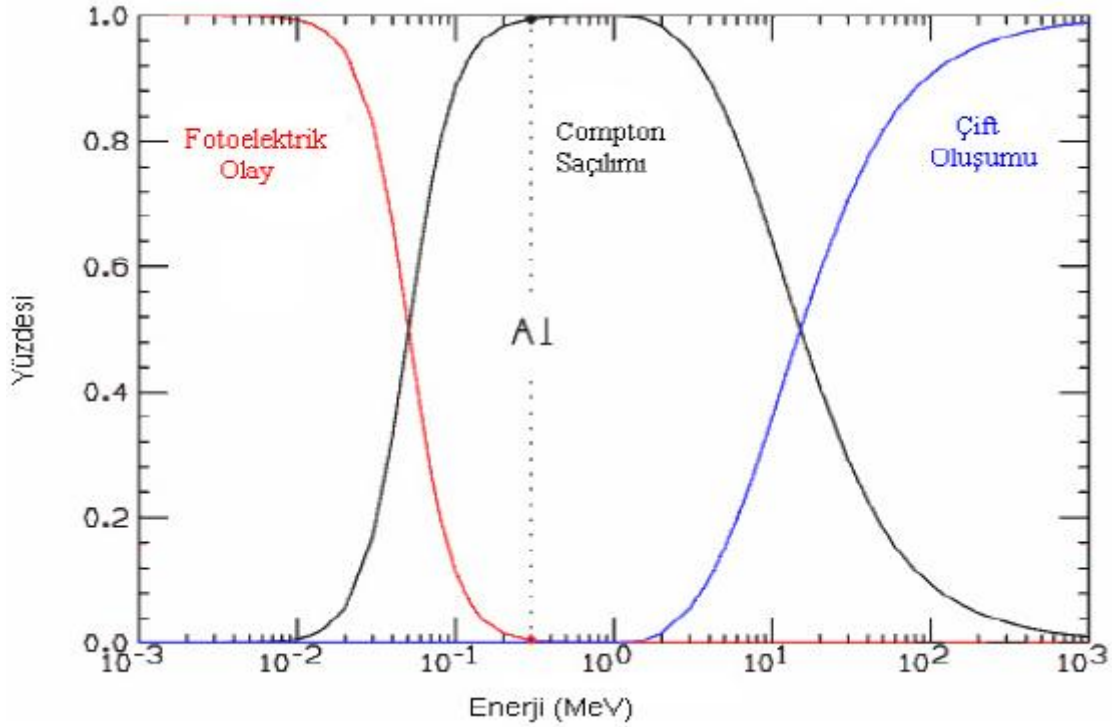
2.7. Elektromanyetik Radyasyonun Madde İle Etkileşimi

Gama ve X ışını gibi bütün elektromanyetik radyasyonlar birçok olayda benzer davranış gösterdiği için çok küçük enerji paketleri anlamına gelen foton adı verilmiştir. Radyasyonun belli bir frekansı için bütün paketlerde taşınan enerji aynıdır ve

$$E = h\nu \quad (2.8)$$

ile ifade edilir. Burada h Planck sabitidir ve ν dalganın frekansıdır.

Fotonlar, içinden geçtikleri ortamın (maddenin) atomları ile rastgele yaptıkları karşılıklı etkileşimler sonucunda ortama enerji bırakarak soğurulabileceği gibi saçılmaya da uğrayabilirler. Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşiminde rol oynayan en önemli üç olay; Fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşumdur.



Şekil 2.3. Elektromanyetik radyasyonun alüminyum ile etkileşimi [10]

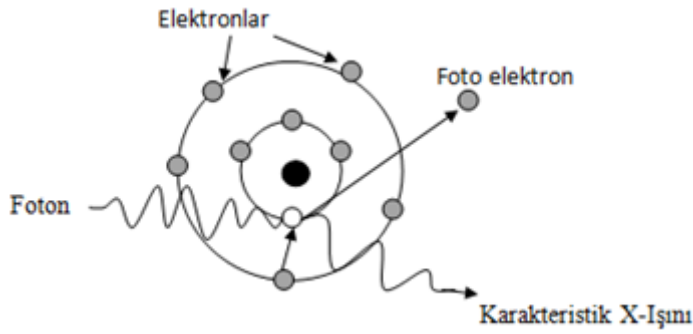
2.7.1. Fotoelektrik olay

Şekil 2.3’de verildiği gibi enerjisi 0,5 MeV’den küçük enerjili fotonlarda sık görülür. Foton, atomun K,L,M,N yörüngelerindeki sıkı bağlı elektronları ile etkileşir. Gelen düşük enerjili foton etkileştiği sıkı bağlı elektronlardan birine enerjisinin tümünü vererek kaybolur, etkileştiği elektron atomdan fotoelektron olarak fırlar. Fotoelektronlar diğer atomların yörünge elektronlarını koparacak kadar enerjiye sahip olduklarından bütün enerjilerini kaybedinceye kadar ikincil iyon çiftleri oluşturarak yollarına devam eder. Fotoelektronun enerjisi, gelen gama ışımının enerjisi ile elektronun yörüngeye bağlanma enerjisinin farkına eşittir.

$$E_{Kinetik} = h\nu - E_{Bağlanma} \quad (2.9)$$

Gelen fotonun soğurulabilmesi için $h\nu > E_{Bağlanma}$ olması gerekir.

Fotoelektrik olay sonunda Şekil 2.4’te de görüldüğü gibi yörüngede bir elektron boşluğu oluşur. Bu boşluk diğer yörüngedeki elektronlar tarafından doldurulur ve enerjisi iki yörünge arasındaki enerji farkına eşit bir karakteristik x-ışını salınır.



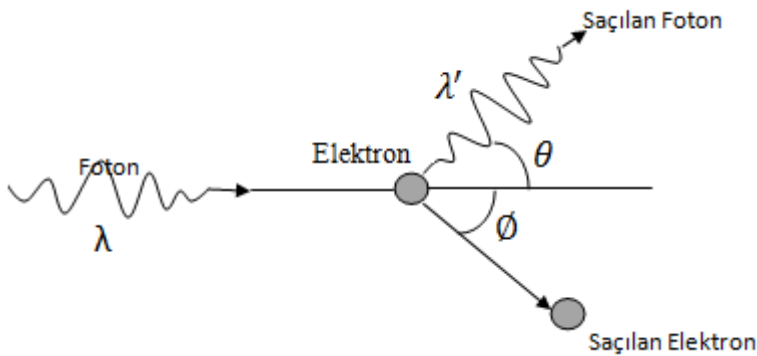
Şekil 2.4. Fotoelektrik olay [8]

2.7.2. Compton saçılması

Atoma zayıf olarak bağlanmış bir dış yörünge elektronu, enerjisi kendisine göre çok daha büyük olan bir fotonla çarpışması sonucunda meydana gelen olaya Compton Saçılması (Şekil 2.5) denir. Foton, enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır ve saçılıma uğrayarak yoluna devam eder. Foton ile elektron arasında oluşan açı fotonun enerjisine bağlıdır. Gelen fotonun dalga boyu ile saçılan fotonun dalga boyu arasındaki fark [8, 11];

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{mc} (1 - \cos\theta) \quad (2.10)$$

Enerjileri 0,5 – 2,0 MeV arasında olan fotonların hafif elementlerden oluşan ortamlar tarafından soğurulmasında bu olay diğerlerine göre daha önemlidir. Yüksek enerjili fotonlar enerjileri belirli bir seviyeye düşene kadar Compton saçılımına uğrarlar bu andan sonra da fotoelektrik olayla soğurulurlar, çünkü fotonlar sadece Compton saçılması ile tamamen soğurulamazlar.



Şekil 2.5. Compton saçılması [8]

2.7.3. Çift oluşum

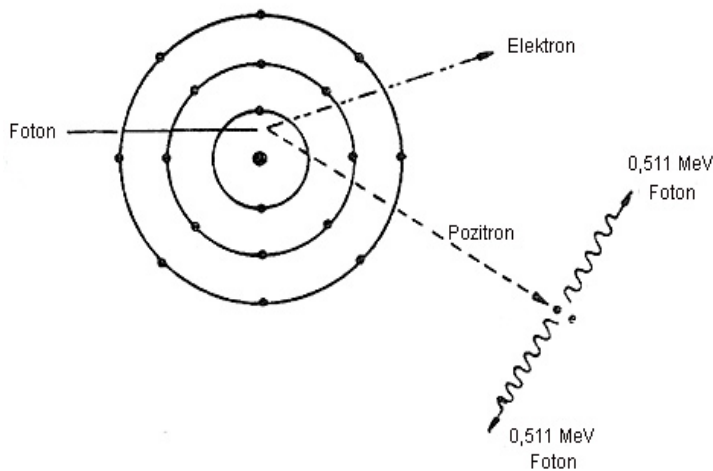
Fotonların soğurulmasında karşılaşılan ve öncelerden tamamen farklı olan diğer bir etkileşme çift oluşum (Şekil 2.6) olayıdır. Yüksek foton enerjilerinde meydana gelen bu etkileşimde soğurucu atomun çekirdeğinin yük alanının etkisiyle bir foton, artı ve eksi yüklü iki elektrona dönüşür. Bu olay genellikle bir fotonun, atom çekirdeğinin yakınından geçerken meydana gelmekle birlikte, bazen de foton bir elektronun yakınından geçerken de meydana gelebilir. Çift oluşum olayında foton, enerjisinin tamamını aktararak yok olur [8].

Elektronun durgun kütlesi 0,511 MeV olduğundan bu olayın gerçekleşebilmesi için gelen fotonun enerjisinin iki elektronun durgun kütle enerjilerinin toplamı olan 1,022 MeV 'den daha büyük olması gerekir. Yani;

$$h\nu \geq 2m_0c^2 \quad (2.11)$$

Foton enerjisinin 1.022 MeV'lik kısmını elektron ve pozitron kütleleri için kullanılırken kalan kısmını da parçacıklara kinetik enerji olarak aktarır.

$$h\nu = 2m_0c^2 + T_{e^+} + T_{e^-} \quad (2.12)$$



Şekil 2.6. Çift oluşum [8]

2.8.Radyasyon Birimleri

İyonlaştırıcı radyasyonun tanisal ve tedavi edici tıbbi yaklaşımlarda kullanılmaya başlanması ile radyasyon ölçüm değerlerine ihtiyaç duyulmuş, radyasyon ile ilgili sınırlayıcı birimler geliştirilmiştir. Bu birimlerden ilk olarak Roentgen tanımlanmış ardından diğerleri gelmiştir. 1986 yılından itibaren köklü değişikliklere uğramış ve bu tarihten itibaren geçerli olmak üzere Uluslararası Birim Sistemi (SI) kullanılmaya başlanmıştır. SI birimleri aşağıdaki çizelge 2.3’de verilmiştir [6].

Çizelge 2.3: Radyasyon ile ilgili eski ve yeni birimler ve birbirine dönüşümleri [6]

TERİM	ESKİ BİRİM	YENİ BİRİM	DÖNÜŞÜM
Işınlama Dozu	Roentgen (R)	Coulomb / Kilogram (C/kg)	1 C/kg=3876 R 1 R= $2,58 \times 10^{-4}$ C/kg
Aktivite	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	1 Ci= $3,7 \times 10^{10}$ Bq 1 Ci= 37 GBq
Soğurulan Doz	Soğurulan Radyasyon Dozu (Rad)	Gray (Gy)	1 Gy=100 Rad 1 Rad=0,01 Gy
Eşdeğer Doz	Biyolojik Eşdeğer Doz (Rem)	Sievert (Sv)	1 Sv= 100 Rem 1 Rem= 0,01 Sv

Roentgen: Normal hava şartlarında havanın 1 kg’ında 2.58×10^{-4} C’ luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X ve gama ışını miktarıdır. Bir ortamda bulunan radyasyon düzeyini belirlemek için maruz kalınan radyasyon miktarını ölçer. Başka bir tanım ise; 1 Roentgen (R) 0,001293 gramlık havada 1 elektrostatik birimlik iyon oluşturan X veya gama ışını miktarıdır. Radyasyonun şiddetini ölçmez, sayısal miktarını belirler. Mili ve mikro alt birimleri vardır. Ayrıca maruz kalma hızı olarak belirtilen bir birim vardır ki bu örneğin 1 R/dk ise 1 dk’lık sürede oluşan iyonizasyon miktarını gösterir.

Soğurulan Radyasyon Dozu (RAD, Radiation Absorbed Dose): Radyasyona maruz kalan 1 gram ağırlığındaki maddeye 100 erglik enerji veren radyasyon miktarıdır. Son zamanlarda uluslararası sisteme göre (Systeme International, SI) Rad yerine Gray birimi kullanılmaktadır. 1 Gray 1 kg kütle başına soğurulan 1 joule’lük enerjiye karşılık gelmekte olup 1 Gray (Gy) = 100 Rad’dır [6, 7].

Rölatif Biyolojik Etkinlik (RBE): Farklı biyolojik ortamlarda farklı radyasyon tiplerinin değişik etkiler gösterdiğini ifade etmek için kullanılan bir terimdir. Yani soğurulan X ya da gama ışınının, eşdeğer biyolojik etki oluşturacak başka bir radyasyonun soğurulma dozuna oranını gösterir.

$$RBE = \frac{X \text{ veya gama ışınları ile soğurulan doz (Rad)}}{\text{ilgili ışın ile soğurulan doz (Rad)}} \quad (2.13)$$

Örneğin 0,05 Rad'lık alfa ışını ile 1 Rad'lık gama ışınına eşdeğer biyolojik etkinlik oluşturur. Buna göre alfa ışını için $RBE = \frac{1}{0,05} = 20$ 'dir [6, 7].

Biyolojik Eşdeğer Doz (Rem, Roentgen Equivalent Man): Enerjisini biyolojik ortama veren, canlı dokunun her gramında 1 Rad değerinde enerji birikimine neden olan X-ışınları ile aynı biyolojik etkinliğe sahip olan ışın miktarıdır. Radyolojide kullanılan ışınların enerji seviyesinde RBE=1 olduğundan, 1 Rad= 1 Rem olarak kabul edilir. Rad, soğurulan radyasyon doz; Rem, biyolojik doz birimidir.

Radyasyon	Kalite Faktörü
Alfa	20
Beta	1
X ve Gama	1

SI'e göre son zamanlarda Rem yerine Sievert (Sv) kullanılmaktadır. 1 Sievert, 100 Rem'e eşittir. Roentgen ve miliRoentgen en sık olarak alan ölçerlerde; Rad, dokuların aldığı radyasyon miktarını birim olarak ölçmede; Rem ise radyasyonla çalışan kişilerin maruz kaldıkları değerleri dozimetre ile ölçmede kullanılır [6, 7].

Curie (Ci): Saniyede $3,7 \times 10^{10}$ parçalanma meydana getiren radyoaktivite miktarına Curie (Ci) denir. SI birim sisteminde Becquerel cinsinden ifade edilir. Saniyede 1 adet parçalanma gösteren aktivite birimine Becquerel (Bq) denir [6]. Curie'nin mili ve mikro gibi alt birimleri, Becquerel'in Mega ve Giga gibi üst birimleri vardır. 1 miliCurie (mCi) = 37 megaBecquerel (MBq) [6, 7].

$$1\text{Ci} = 3,7 \times 10^{10}(\text{Bq}) \quad (2.14)$$

Sievert: 1 Gray değerindeki x ve gama ışınının oluşturduğu biyolojik etkiyi oluşturan radyasyon miktarıdır. $1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem}$ veya $1 \text{ Rem} = 0,01 \text{ Sv}$ 'dir.



3. DOZ DAĞILIMLARI

Radyoterapideki amacımız, belirlenen hedef bölgeye istenilen dozu verip, tümörlü doku etrafındaki sağlıklı organları radyasyondan korumaktır. Tümörlü dokunun sağlıklı dokulara yayılmasını önlemek amacıyla verilen doz miktarı çok önemli olduğundan doğru tedaviyle istenilen doz istenilen bölgeye uygun bir şekilde verilmelidir.

Dışarıdan uygulanan radyoterapide, hastanın içerisine dozu ölçmek için bir cihaz yerleştiremeyeceğimiz için hastadaki doz dağılımlarını ölçmek mümkün değildir. Doz dağılım bilgilerini ölçmek için insanın büyük bir bölümü sudan oluştuğu için suya eşdeğer fantomlarda ya da su fantomlarında ölçümler alınır. Bu doz dağılım bilgileri çeşitli doz hesaplama programlarında doz dağılımlarını doğru tahmin etmek için kullanılır. Bu değerleri bulmak için kullandığımız bazı temel kavramlardan bahsedilecektir.

3.1. Maksimum Doz Noktası (Build-Up Doz)

Enerji, radyasyon kaynağından yayılan birincil demet ile dokuya taşınırken, birincil ışınlar tarafından dokuda üretilen ikincil elektronlarla dokuda dağıtılır. Doz dağılımı ikincil elektronların yayılma mesafesi ve yönüne bağlıdır. Düşük ve orta enerjili X-ışınlarında ikincil elektronlar bütün yönlerde hareket ederler, fakat enerjileri hemen soğurulur. Bu nedenle düşük enerjili X-ışınlarının maksimum doz noktası cildin hemen altında veya cilde çok yakın derinliklerde olur [3].

Yüksek enerjili demetlerde ikincil elektronların yayılma mesafeleri daha uzundur ve yayılma doğrultuları birincil demet doğrultusundadır. Bu saçılmada Compton olayı etkilidir. Bu nedenle yüksek enerjili fotonlar için maksimum doz noktası daha derinlerde oluşur. Maksimum doz noktasına *Build-up* noktası denir. Maksimum doz noktası ile yüzey arasındaki bölgeye *Build-up bölgesi* denir [3].

Yani, yüksek enerjili X-ışınlarının build-up doz etkisi cilt koruyucu etki (Skin-sparing effect) olarak bilinir [3]. Co-60 radyoaktif kaynağının enerjisi ve daha yüksek enerjiler için yüzey dozu, maksimum doz noktasından daha düşüktür. Buna cildin korunması etkisi (Skin-sparing effect) denir. Bu yüksek enerjili X-ışınlarının, maksimum dozun hemen ciltte oluştuğu düşük enerjili X-ışınlarına karşı bir avantajıdır.

3.2. Derin Doz Dağılımları

Radyasyon demetinin, hastadan veya bir fantomdan geçerken bir kısmı soğurulacağı için doz derinlikle değişir. Ayrıca radyasyon demetinin enerjisi, derinliği, alan büyüklüğü, kaynaktan uzaklığı ve demet kolimatör sistemi dozu etkiler. Bu nedenle hastadaki dozu hesaplarırken bu parametreleri de hesaba katmak gerekir.

Dozu hesaplarırken, merkezi eksen boyunca derinliğe bağlı olarak değişen bütün parametreler hesaplanmalıdır. Bu hesabı yaparken yüzde derin doz (%DD), doku hava oranı (TAR), doku maksimum doz oranı (TMR), doku fantom oranı (TPR), saçılan hava oranı (SAR) ve saçılan maksimum doz oranı (SMR) gibi tanımlamalardan faydalanılacaktır. Bu ölçümler su fantomunda iyon odası kullanılarak ölçülür.

3.3. % Derin Doz Kavramı (%DD)

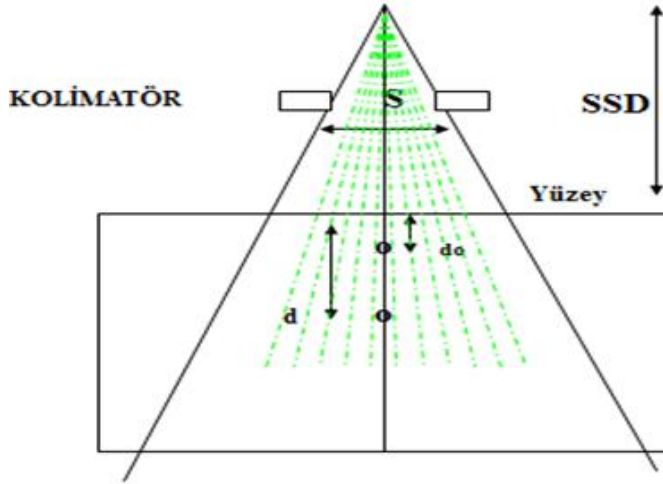
Doz hesaplamalarındaki en temel unsur radyasyon demetinin merkez eksen boyunca derin doz dağılımının alan ve derinliğe bağlı değişiminin belirlenmesidir. Merkezi doz dağılımlarını belirlemenin bir yolu, bir noktadaki dozu, belirli bir referans noktasındaki doza normalize etmektir.

%DD, herhangi bir d derinliğindeki (Şekil 3.1) soğurulan dozun, demet merkezi eksenini boyunca d_0 referans derinliğindeki soğurulan doza oranının yüzde karşılığıdır [3].

$$\%DD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (3.1)$$

Orta ve düşük enerjili X-ışınları için referans derinlik genelde yüzeyledir ve $d_0=0$ 'dır. Daha yüksek enerjiler için referans derinlik, en yüksek soğurulan doz noktası ($d_0 = d_{mak}$) alınır.

$$D_{mak} = \frac{D_d}{\%DD} \times 100 \quad (3.2)$$



Şekil 3.1. %DD'un şematik gösterimi [3]

Merkezi eksenindeki derin doz dağılımlarını etkileyen parametreler demet kalitesi, derinlik, alan büyüklüğü ve şekli, kaynak cilt mesafesi (SSD, Source Skin Distance) ve kaynak kolimasyonudur.

3.3.1. %DD' un demet kalitesi ve derinliğe bağlılığı

%DD değerleri demet enerjisiyle artar. Bu artış, verilen bir derinlik için derin doz eğrilerinin eğiminin azalması ve demet girciliğinin artması demektir. Yani yüksek enerjili ışınlar daha gircidir ve yüksek %DD'a sahiptir. Derinde olan tümörler için yüksek enerjili radyasyon kullanılmalıdır [3].

3.3.2. %DD'un alan büyüklüğü ve şekil bağlılığı

Alan bağlılığı, saçılan foton ve elektronlardan dolayı ortaya çıkar. Alan büyüklüğü arttıkça saçılan radyasyonun soğurulan doza katkısı artar. Saçılan dozdaki bu artış, büyük derinliklerde fantom saçılmasının da katkısıyla d_{mak} 'takinden daha büyük olacağından %DD, artan alan büyüklüğüyle artar. Alan büyüklüğüne bağlı %DD daki artış, demet kalitesine yani enerjiye bağlıdır. Saçılma olasılıkları veya tesir kesitleri artan enerjiyle azalacağından ve yüksek enerjili fotonlar daha yoğun olarak ileri saçılacağından %DD'ların alan bağlılığı yüksek enerjilerde, düşük enerjilere oranla daha azdır [3].

%DD verileri genellikle kare alanlar içindir. Klinik uygulamalarda, tedavilerin çoğunluğu dikdörtgen, bloklu ve şekilli alanlar olduğundan bu alanların kare alanlara eşdeğeri bulunur. Kenar uzunlukları a ve b olan dikdörtgen şeklindeki bir alanın kare eşdeğerinin kenar uzunluğu,

$$\text{Eşdeğer karenin kenarı} = \frac{2(a \times b)}{a+b} \quad \text{olarak bulunur.} \quad (3.3)$$

3.3.3. %DD'un SSD bağıllığı

Bir nokta kaynağın yayınladığı foton akısı, kaynaktan uzaklaştıkça uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak değişir (Ters Kare Kanunu, TKK) [3].

Dışarıdan uygulanan demet tedavisi için kullanılan klinik kaynakların sınırlı büyüklüğü olduğundan, kaynak boyutlarından bağımsız hale gelmek için SSD genellikle büyük seçilir, ($\geq 80\text{cm}$). Yani büyük SSD'lerde kaynak bir nokta olarak düşünülebilir. Böylece doz hızı veya "havadaki doz hızı" kaynaktan olan uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak değişir [3].

%DD'lar ters kare kanunun etkisinden dolayı SSD ile artar. Bir noktadaki gerçek doz şiddeti, kaynaktan uzaklaştıkça azalmasına rağmen bir referans noktasına göre rölatif bir doz olan %DD'lar, SSD ile artar [3].

Klinik radyoterapide SSD çok önemli bir parametredir. %DD, derindeki doza göre yüzey dozunu belirlediğinden SSD mümkün olduğu kadar büyük olmalıdır. Çünkü küçük SSD'lerde %DD'lar küçük olacağından belirli bir tümör dozu için cilt dozları çok yüksek olacaktır. Ancak uzaklıkla doz hızı azalacağından SSD pratikte, doz hızı ve %DD arasında bir uyum sağlayacak uzaklıkta olmalıdır.

Herhangi bir uygulamada kullanılan SSD, standart SSD'den farklı olabilir. Çok büyük tedavi alanları için büyük SSD'ler gerekebilir. Böylece standart SSD için olan %DD, gerçek tedavide kullanılan SSD için olan %DD'a çevrilmelidir. Bu çevirme işleminde Mayneord Faktörü kullanılır. Bu faktör, SSD ile saçılmaların değişimini göz önüne almaksızın, ters kare kanunu ile değişimi esas alır.

$P(d, r, f)$, $SSD = f$ için $r \times r$ boyutlarında bir alan için d derinliğindeki derin doz yüzdesi.

Derinlik ile dozdaki değişim, ters kare kanunu, üstel azalma ve saçılma etkisiyle olduğu için,

$$P(d, r, f_1) = 100 \times \left(\frac{f_1 + d_m}{f_1 + d} \right)^2 \times e^{-\mu(d - d_m)} \times K_s \quad (3.4)$$

yazabiliriz.

f_1 = Birinci SSD mesafesi

μ : Birincil demet için lineer azalma katsayısı

K_s : Saçılan dozdaki değişimleri hesaplamak için bir fonksiyondur. SSD ile K_s ' nin değerindeki değişim önemsenmemiştir. Çünkü sadece SSD parametresi değişiyor ve alan büyüklüğü, derinlik aynı olduğu için saçılan dozdaki çok küçük değişimler hesaba katılmaz.

$$P(d, r, f_2) = 100 \times \left(\frac{f_2 + d_m}{f_2 + d} \right)^2 \times e^{-\mu(d - d_m)} \times K_s \quad (3.5)$$

olur.

f_2 = İkinci (değişen) SSD mesafesi

Bu iki eşitliği oranlarsak,

$$\frac{P(d, r, f_2)}{P(d, r, f_1)} = \left(\frac{f_2 + d_m}{f_1 + d_m} \right)^2 \times \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \quad (3.6)$$

bulunur.

Eşitliğin sağ tarafı Mayneord Faktörü olarak adlandırılır [3].

$$F = \left(\frac{f_2 + d_m}{f_1 + d_m} \right)^2 \times \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \quad (3.7)$$

$P(d, r, f_2) = P(d, r, f_1) \times F$ ile farklı bir SSD için %DD' lar elde edilir.

$$F \text{ faktörü; } f_2 > f_1 \text{ için } > 1 \quad (3.8)$$

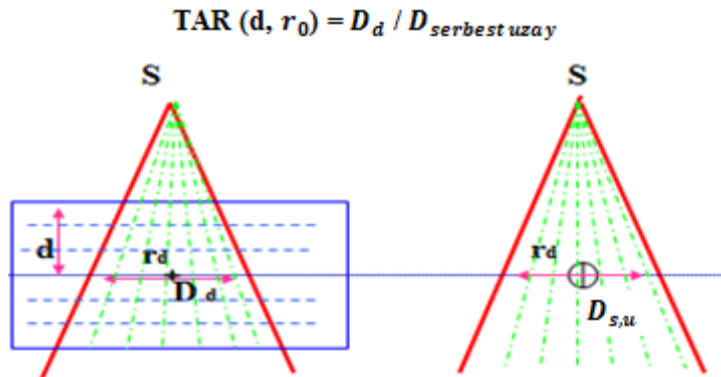
$$f_2 < f_1 \text{ için } < 1 \quad (3.9)$$

Mayneord faktörü F yöntemi, küçük alanlarda saçılmanın minimum olması nedeniyle iyi çalışır. Bu yöntemle yapılan hesaplamalarda düşük enerji, geniş alan, büyük derinlik ve büyük SSD değişimleri gibi koşullar altında yapılan hesaplarda elde edilen değerlerin hataları büyür.

3.4. Doku Hava Oranı (TAR, Tissue Air Ratio) Kavramı

TAR, doku (fantom) içinde bir d derinliğindeki dozun, aynı koşullarda aynı noktadaki havadaki doza oranıdır.

TAR, d derinliğine (Şekil 3.2) , r_d alan büyüklüğüne ve demet kalitesine yani enerjiye bağlıdır.



Şekil 3.2. Doku Hava Oranının (TAR) şematik tanımı [3]

$$TAR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{serbest uzayda}} \quad (3.10)$$

Doku hava oranı (TAR) özellikle rotasyon terapi hesaplamalarında kullanılmaktadır. Rotasyon terapisinde kaynak, genellikle tümörden geçen rotasyon eksenini etrafındaki bir dairede hareket eder. SSD, hastanın yüzeyinin şekline bağlı olarak değişmesine rağmen kaynak-eksen uzaklığı sabit kalır [3].

Derin doz yüzdesi SSD ile değiştiğinden dolayı doğru hesaplama için değişen SSD'lere göre derin doz yüzdelerinin düzeltilmesi gerekir. Klinik uygulamalarda bu çok basit değildir. TAR, SSD'den bağımsız olarak tanımlanmıştır. Bu nedenle rotasyon tedavisindeki hesaplamalarda büyük kolaylık sağlar.

TAR kavramı aynı zamanda eş merkezli tedavilerde, düzensiz alanlarda da kolaylık sağlar.

TAR'ın en önemli özelliği kaynağa olan uzaklıktan bağımsız olmasıdır. Bu klinik olarak kullanılan tedavi uzaklıkları için %2 den daha iyi doğrulukla geçerlidir.

3.4.1. TAR'ın enerji, derinlik ve alan büyüklüğü ile değişimi

Doku Hava Oranı, enerji, derinlik, ve alan büyüklüğü ile derin doz yüzdesine çok benzer şekilde değişir.

Megavoltaj demetleri için, maksimum doz derinliğinde (d_m) bir maksimuma ulaşır. Daha sonra derinlik arttıkça üstel olarak azalır.

Çok dar bir demet veya $0 \times 0 \text{ cm}^2$ alan için saçılmanın doza katkısı ihmal edilebileceğinden dozun maksimum olduğu noktadan sonra TAR, derinlikle birlikte üstel olarak değişir.

$$TAR(d, 0) = e^{-\mu(d-d_m)} \quad (3.11)$$

μ : Bir fantom için demetin ortalama azalma katsayısıdır [3].

Alan büyüklüğü artarken, dozun saçılma bileşeni artar ve TAR'ın derinlikle değişimi çok karmaşık hale gelir. Ancak yüksek enerjili demetler için saçılma minimumdur ve neredeyse ileri doğrultudadır ve TAR değişimi hala derinlikle üstel olarak değişir.

TAR'lar belirli bir enerji için, alan büyüklüğü ve derinliğin bir fonksiyonu olarak tablo haline getirilir ve tedavi dozunu hesaplamak için kullanılabilir.

3.5. Geri Saçılma Faktörü

Geri saçılma faktörü (BSF, BackScatter Factor), basit olarak merkezi eksen üzerinde maksimum doz derinliğinde, doku hava oranı olarak tanımlanabilir. Merkezi eksende maksimumundaki dozun aynı noktada havadaki doza oranıdır [3].

$$BSF = \frac{D_{mak}}{D_{serbest\ uzayda}} \quad \text{veya} \quad BSF = TAR(d_m, r_{d_m}) \quad (3.12)$$

r_{d_m} : Maksimum doz derinliğindeki (d_m) alan büyüklüğüdür.

Geri saçılım faktörü, doku hava oranına benzer. Kaynaktan olan uzaklıktan bağımsızdır. Yalnızca demet kalitesine yani enerjiye ve alan büyüklüğüne bağlıdır. Geri saçılım faktörü artan enerjiyle azalır, artan alan büyüklüğü ile artar. Geri saçılım faktörü havadaki doz hızını dokudaki doz hızına bağlar ya da tam tersini yapar.

BSF alan büyüklüğü ile artar. Orta voltaj demetler için geniş alanlarda BSF, küçük alanlara göre 1,5 kat daha yüksektir. Bu, yüzey dozunun, hava dozu ile karşılaştırılması durumunda %50 fazla olduğunu ifade eder.

Mega voltaj enerji demetleri için (Co-60 ve daha yüksek enerjiler), BSF daha küçüktür. Örneğin BSF 10cm×10cm'lik alanda Co-60 için 1,036'dır. Bu D_{mak} 'ın hava dozundan %3,6 daha yüksek olacağını ifade eder. Dozdaki bu artış, D_{mak} noktasına, üstündeki ve altındaki dokulardan ulaşan saçılmış radyasyonun bir sonucudur. Demet enerjisi arttığında saçılan radyasyon azalacağından BSF azalır.

3.6. Saçılan Hava Dozu Oranı (SAR, Scatter Air Ratio)

Saçılan Hava Dozu Oranı (SAR), ortamda saçılan dozu hesaplamak amacıyla kullanılır. Birincil ve saçılmış dozun ayrı ayrı hesabı özellikle düzensiz alanların dozimetrisinde faydalıdır.

SAR, fantomda verilen bir d derinliğindeki saçılan dozun, aynı noktada havadaki doza oranıdır [3]. SAR'lar da TAR'lar gibi SSD'den bağımsızdır. Fakat enerjiye, derinliğe ve alan büyüklüğüne bağlıdır.

Fantomda bir noktadaki saçılmış doz, o noktadaki toplam doz - birincil doz farkına eşit olduğundan SAR, verilen alandaki TAR ve 0×0 alan arasındaki TAR farkına eşittir.

$$SAR(d, r_d) = TAR(d, r_d) - TAR(d, 0) \quad (3.13)$$

$TAR(d, 0)$: Saçılan radyasyonun olmadığı demetin birincil bileşenini temsil eder.

$r_d = d$ derinliğindeki alan büyüklüğüdür.

Hastada soğurulan dozu bulmak için çeşitli hesaplama yöntemleri vardır. Bu yöntemlerden bazıları TAR ve %DD'ları kullanır. %DD hesaplama yönteminde her alan için SSD mesafesi değişeceğinden hastada her alan için SSD mesafesi ayarlanmak zorundadır. Bu da tedavi süresini uzatacaktır ve hata payını arttıracaktır. TAR, SSD'nin bu problemini ortadan kaldırmış olsa bile bunlarla ilgili hesaplarda da hava dozu ölçümü gerektiğinden, Co-60'ın γ enerjisinden daha yüksek enerjili fotonlar için TMR geliştirildi.

Ancak d_{mak} 'ın alana bağımlılığı nedeniyle Doku Maksimum Oranının (TMR) kullanışsız olması nedeniyle Doku Fantom Oranı (TPR) kavramı geliştirilmiştir [3].

3.7. Dozimetrik Hesaplama Yöntemi

Hastada soğurulan dozu hesaplamak için iki yöntem vardır. Bu yöntemlerden SSD yöntemi %DD kavramını ve SAD yöntemi ise TAR kavramını kullanır. %DD'un kaynak cilt uzaklığına bağımlılığı (SSD) bu kavramı eş merkezli tedavilerde kullanışsız yapar. TAR ve SAR kavramları bu problemi ortadan kaldırır fakat Co-60'ın enerjisinden daha yüksek enerjili demetlerin hava dozunu ölçmek için sorun yaratır. Farklı build-up cap materyalleri TAR ölçümlerinde belirsizlik meydana getirir. Yani havadaki dozu ölçmek için kullanılan başlık (cap) materyali ölçümlerde belirsizlik getireceğinden, doz hava yerine su eşdeğeri katı fantomda ölçülmüştür.

TAR kavramının sınırlamalarını gidermek için TPR kavramı bulundu. Bu kavram TAR kavramının ölçüm özelliklerini korur, sadece hava yerine fantom kullanılır. TMR kavramında da aynı şekilde fantomda ölçüm yapılır.

3.8. Doz Hesaplama Parametreleri

Bir ortamda bir noktadaki doz, birincil ve saçılmış radyasyon bileşenleri ile analiz edilebilir. Birincil doza kaynaktan yayılan orijinal fotonlar katkıda bulunur. Saçılan doz ise saçılmış fotonlardan dolaydır. Saçılan doz, kolimatör ve fantom bileşenleri ile daha ileri analiz edilebilir.

3.8.1. Kolimatör saçılması düzeltme faktörü (S_c)

Havada ölçülen x-ışınının demet çıkışı alan büyüklüğüne bağlıdır. Alan artarken çıkış dozuda artar. Çünkü kaynaktan çıkan birincil demete, alanın büyümesiyle birlikte kolimatör saçılması artıp katkı vereceğinden çıkış artmış olur. Saçılmadaki bu artış, kolimatörün daha büyük boyutta açılması ve alanın büyüklüğündeki artıştan kaynaklanır [3].

Kolimatör saçılma faktörü (S_c) genellikle çıkış faktörü olarak isimlendirilir. Bu faktör, verilen bir alan için havadaki çıkış'ın referans alanının ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) çıkış'ına oranı olarak tanımlanabilir. S_c , verilen bir enerji için maksimum dozu elde etmek için yeterli büyüklükteki build-up cap'li iyon odalarıyla ölçülür.

3.8.2. Fantom saçılması düzeltme faktörü (S_p)

S_p , alan büyüklüğü değişirken, fantomun referans derinliğinde (yani maksimum doz derinliği) ortaya çıkan saçılan radyasyondaki değişimi göz önüne alır. S_p , belli bir alan için referans derinliğindeki doz hızının, aynı kolimatör açıklığıyla referans alan büyüklüğü için (yani $10 \times 10 \text{ cm}^2$) aynı derinlikteki doz hızına oranıdır [3].

Geri saçılım faktörünün doğru olarak ölçülebildiği foton demetleri için (Co-60 ve 4MV) S_p faktörü, basit olarak maksimum doz derinliğinde belli bir alan için geri saçılma faktörünün referans alan için geri saçılma faktörüne oranıdır [3].

$$S_p(r) = \frac{BSF(r)}{BSF(r_0)} \quad (3.14)$$

r_0 = referans alanın ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) bir kenarıdır.

Bütün demet enerjileri için bir diğer S_p belirleme yöntemi,

$$S_p(r) = \frac{S_{c,p}(r)}{S_c(r)}, \text{ dir.} \quad (3.15)$$

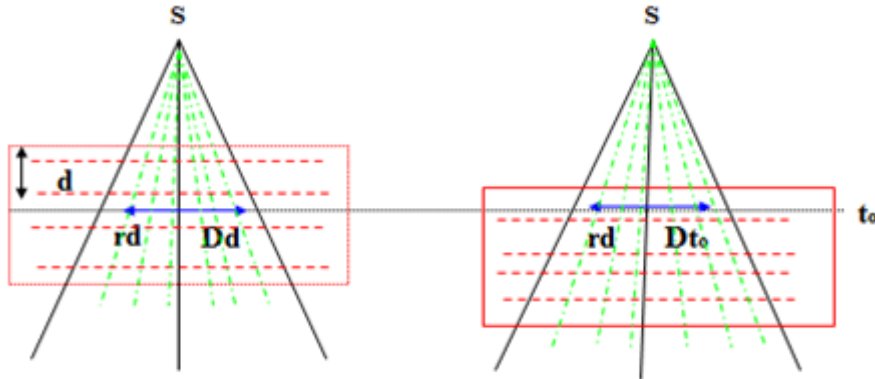
Burada $S_{c,p}(r)$ kolimatör ve fantom saçılma faktörünün toplamıdır. Belli bir r alanı için, referans derinliğindeki doz hızının, referans alan ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) için aynı nokta ve derinlikteki doz hızına oranıdır. Böylece $S_{c,p}(r)$, kolimatör ve fantom saçılma faktörlerinin her ikisini de içerir. $S_c(r)$ 'ye bölüldüğünde $S_p(r)$ ' yi verir.

S_p ve $S_{c,p}$, D_{mak} referans derinliğinde tanımlandığından, bu faktörlerin bu derinlikte ölçümlerinde fantoma gelen elektron kontaminasyonu problem yaratabilir. Bunu önlemek için ölçümler 10 cm'de yapılarak okumalar derin doz tabloları ile referans derinliği D_{mak} 'a çevrilebilir. Ölçüm yapılan alanlardan bazılarında bulunan S_c ve S_p değerleri çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. 6 MV foton enerjisi için belirlenen S_c ve S_p değerleri

Saçılma Faktörleri	ALANLAR (cm × cm)											
	4	5	6	8	10	12	15	20	25	30	35	40
S_c	0,962	0,965	0,976	0,986	1,0	1,014	1,030	1,054	1,064	1,070	1,078	1,081
S_p	0,950	0,969	0,971	0,991	1,0	1,012	1,026	1,034	1,045	1,055	1,053	1,057

3.9. Doku Fantom Oranı ve Doku Maksimum Doz Oranı Kavramları



Şekil 3.3. Doku Fantom Oranının (TPR) şematik tanımı [3]

$$TPR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{t_0}} \quad (3.16)$$

Burada t_0 referans derinliğidir. Eğer t_0 maksimum doz derinliği olarak tanımlanırsa $TMR(d, r_d) = TPR(d, r_d)$ olur.

TPR, fantomda belli bir noktadaki dozun, sabit bir referans derinliğinde aynı noktadaki doza oranıdır (Şekil 3.3) [3]. Ölçümlerde bulunan TPR değerleri Tablo 3.2’de bazı derinlik ve alanlar için gösterilmiştir.

Saçılmış doz hesabı için uygun kavram fantom saçılma oranı (SPR, Scatter Phantom Ratio)’dır. SPR kullanımında SAR’a benzer.

TPR herhangi bir derinliğe normalize edilebilen genel bir fonksiyondur. Ancak kullanılacak referans derinliğinde genel bir fikir birliği yoktur. Eğer d_{mak} gibi sabit bir referans noktası alınırsa, TPR’den TMR kavramı ortaya çıkar. Böylece TMR, TPR’nin özel bir durumu olur. TMR, fantomda belli bir noktadaki dozun, maksimum doz derinliğinde aynı noktadaki doza oranıdır.

$$TMR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{mak}} \quad (3.17)$$

Çizelge 3.2: 6 MV foton enerjisi için belirlenen TPR değerleri

ALANLAR (cm×cm)	TPR S43- X6 (5 cm derinliğe normalize edilmiş)										
	DERİNLİK (cm)										
	2	3	4	5	8	10	12	14	16	18	20
4	1,1105	1,080	1,0415	1,0	0,884	0,807	0,736	0,669	0,606	0,551	0,504
5	1,098	1,073	1,036	1,0	0,889	0,818	0,751	0,69	0,632	0,578	0,533
6	1,091	1,069	1,034	1,0	0,893	0,824	0,758	0,698	0,639	0,587	0,541
7	1,085	1,064	1,032	1,0	0,896	0,830	0,766	0,705	0,646	0,597	0,549
8	1,080	1,06	1,03	1,0	0,9	0,837	0,774	0,713	0,654	0,606	0,557
9	1,076	1,057	1,028	1,0	0,903	0,842	0,779	0,719	0,662	0,612	0,563
10	1,071	1,054	1,027	1,0	0,907	0,847	0,784	0,725	0,67	0,619	0,57
11	1,072	1,053	1,027	1,0	0,909	0,85	0,789	0,731	0,677	0,626	0,577
12	1,071	1,053	1,028	1,0	0,911	0,853	0,795	0,738	0,684	0,632	0,584
14	1,071	1,052	1,027	1,0	0,917	0,86	0,802	0,747	0,694	0,642	0,596
16	1,070	1,052	1,027	1,0	0,923	0,867	0,81	0,756	0,705	0,653	0,608
18	1,066	1,049	1,024	1,0	0,922	0,868	0,813	0,760	0,71	0,661	0,615
20	1,066	1,046	1,022	1,0	0,922	0,869	0,817	0,765	0,715	0,67	0,622
22	1,062	1,0424	1,022	1,0	0,923	0,871	0,820	0,770	0,720	0,675	0,628
24	1,058	1,038	1,02	1,0	0,924	0,873	0,824	0,774	0,725	0,680	0,634
26	1,056	1,0374	1,021	1,0	0,926	0,875	0,828	0,779	0,731	0,686	0,640
28	1,056	1,0383	1,020	1,0	0,928	0,878	0,832	0,783	0,736	0,692	0,645
30	1,056	1,039	1,02	1,0	0,93	0,881	0,836	0,787	0,742	0,698	0,652
32	1,0564	1,039	1,020	1,0	0,932	0,882	0,837	0,789	0,744	0,700	0,655
34	1,0568	1,039	1,019	1,0	0,932	0,883	0,838	0,792	0,747	0,703	0,658
38	1,054	1,039	1,019	1,0	0,933	0,885	0,841	0,795	0,751	0,707	0,665
40	1,052	1,039	1,019	1,0	0,933	0,886	0,842	0,797	0,753	0,709	0,668

3.10. Maksimum Saçılma Oranı (SMR, Scatter Maximum Ratio)

Maksimum Saçılma Oranı SMR, SAR gibi, özellikle ortamdaki saçılan dozun hesaplanması için ortaya konmuş bir büyüklüktür. SMR, fantomda belli bir noktadaki saçılmış dozun, d_{mak} 'ta aynı noktadaki etkin birincil doza oranıdır [3]. Etkin birincil doz kolimatör açıklığı sabit tutulurken saçıcı hacim sıfıra indirildiğinde alanda beklenen derin doz olarak tanımlanabilir. Yani, belli bir derinlikteki dozdan fantom saçılmasının çıkarılması gibi düşünülebilir.

$$SMR(d, r_d) = TMR(d, r_d) \frac{S_p(r_d)}{S_p(0)} - TMR(d, 0) \quad (3.18)$$

3.11. Kare Eşdeğer Formülü

Ölçülen %DD değerleri kare alanlar içindir. Pratikte tedavilerin çoğunluğu dikdörtgen, bloklu veya farklı alanlar olduğundan bu alanların kare alanlara eşdeğer olmaları istenir.

$$\text{Kare eşdeğer} = \frac{2(a \times b)}{(a+b)} \quad (3.19)$$

Kare eşdeğer formülü kullanılarak istenilen alanların kare eşdeğerleri bulunur [3].

3.12. Kama (Wedge) Faktörü

Doz telafi kaması (wedge filtre), gelen ışın ile ışınlanacak hacim arasına yerleştirildiğinde, kama açısına bağlı olarak doz dağılımında asimetriye yol açan düzeneklerdir. Kama açısı, alan büyüklüğü ve derinliğe göre değişir. El hesabında kama değerleri kullanılmaz. Çünkü izodoz eğrilerine göre kama açısı değerlerinin belirlenmesi gerekir. El hesabında izodoz eğrilerini göremediğimiz için hangi kama açısı değeri kullanılacağı bilinemez. Bunun için alınan ölçümlerde kama faktörü bulunmamıştır.

3.13. Tepsi (Tray) Faktörü

Tedavi esnasında kullanılan foton azaltıcı malzemelerin, fotonların ne kadarını tuttuğunun tespit edilmesi ve bu azalma faktörlerinin soğurulan doz hesabında göz önüne alınması

gerekir. Bu faktörler foton enerjisi ile foton tipine (α, β, γ, x vb.) ve malzemenin yoğunluğuna bağlıdır. Azalma faktörleri, foton azaltıcı elemanların (kama, tepsi) demet yolu üzerine konularak SSD teknikle 100 MU'da okunan değerin, demet yolunda hiçbir azaltıcı yok iken 100 MU'da okunan değere bölünerek azalma faktörleri tespit edilir. Yani bu foton azaltıcı malzemelerin, gelen ışın demetinin ne kadarını soğurduğu tespit edilir.



\

4. KULLANILAN ARAÇ VE GEREÇLER

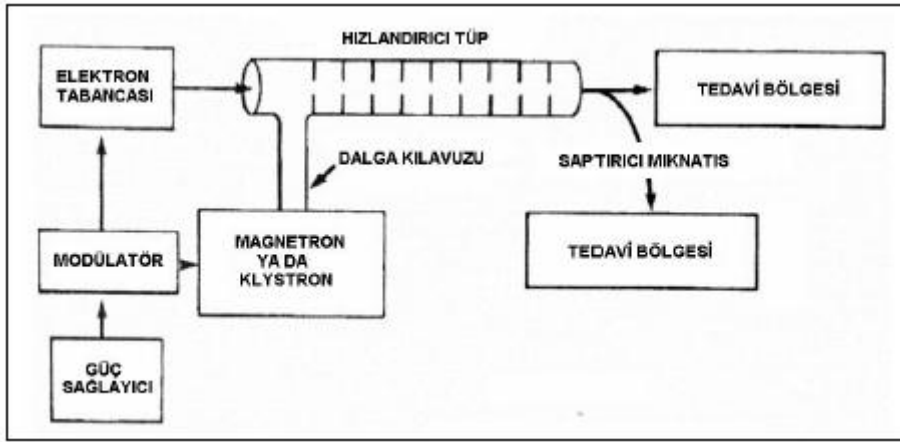
Bu çalışmada alınan ölçümler, Dr. Abdurrahman Yurtaslan Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesinde bulunan GE marka Saturne 43 model lineer hızlandırıcı, NE Teknoloji marka 807 seri numaralı 2570/1 model elektrometre ile 2267 seri numaralı 0,6 cc Farmer tipi iyon odası kullanılarak yapılmıştır. Daha sonra TPR değerleri, Tablo 3.2’de gösterilen belli alan ve derinliklerde ölçülmüştür. Ölçülen bu değerler, hastanın tedavi dozu hesaplamalarında kullanılmak üzere C^{++} programına girilmiştir.

4.1. Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcı cihazı, x-ışın tüpünde olduğu gibi ısıtma yoluyla metal telden koparılan elektronlar, daha yüksek kinetik enerjiye çıkarmak için elektromanyetik alan içerisinde hızlandırılan ve bu hızlandırılmış elektronların direk tedavide kullanılabilirdiği ya da bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X-ışınlarının elde edilebildiği cihazlardır [12].

Şekil 4.1’de blok şeması verilen lineer hızlandırıcılar 6 ana bölümden oluşur.

- ❖ Enjeksiyon sistemi
- ❖ Radyo frekans güç üretim sistemi
- ❖ Hızlandırıcı dalga kılavuzu
- ❖ Çevresel sistemler
- ❖ Demet taşıma sistemi
- ❖ Demet şekillendirme sistemi



Şekil 4.1. Lineer hızlandırıcı cihazının blok şeması [3]

4.1.1. Enjeksiyon sistemi

Enjeksiyon sistemi temel olarak elektronların kaynağı olan kısımdır. Elektrostatik hızlandırıcı olan bu kısım elektron tabancası olarak adlandırılmaktadır. Medikal lineer hızlandırıcıların elektron tabancaları iki tiptir. Diyod tipi ve triod tipi. Her iki elektron tabancası da ısıtılmış filaman katot ve topraklanmış anot vasıtasıyla elektronları üretir. Isıtılan katottan termoyonik biçimde çıkan elektronlar kalem demet olarak odaklandırılır [13, 14].

4.1.2. Radyo frekans güç üretim sistemi

Mikrodalgalar, dalga kılavuzunda elektronları istenilen kinetik enerjiye çıkarmak için hızlandırıcı olarak kullanılırlar. RF sistemi bu mikrodalgaları üretmekle sorumludur. RF güç üretim sistemi iki ana kısımdan oluşmaktadır. RF güç kaynağı ve puls modülatör. RF güç kaynağı ya magnetron ya da klystron olabilir. İki cihazda termoyonik olarak üretilen elektronları hızlandırmak ve yavaşlatmak için kullanılır. Fakat tasarımları farklıdır. Yüksek enerjili X-ışını üretiminde klystron kullanılırken düşük enerjilerde magnetron kullanılmaktadır. Fakat magnetronun yüksek enerjili X-ışını üretmek için kullanılabileceği gibi klystron da düşük enerjili X-ışını üretiminde kullanılabilir [13, 14].

4.1.3. Hızlandırıcı dalga kılavuzu

Dalga kılavuzları, vakumlu veya içi hava dolu, dikdörtgen veya dairesel kesit alanına sahip mikrodalgaların geçişine izin veren metalik yapılardır. En basit hızlandırıcı dalga kılavuzu içinde bitişik disklerden oluşmuş ortasında iris biçiminde boşluklar barındıran tüp sistemidir. Bu yapı içinde elektrik alanları homojen biçimde elektronların yavaşlatılması veya hızlandırılması görevini yapar [13].

4.1.4. Çevresel sistemler

Lineer hızlandırıcı çevresel sistemleri, elektron hızlandırmada doğrudan etkisi olmayan, fakat lineer hızlandırıcının çalışabilmesi için hayati öneme sahip döngülerdir. Lineer hızlandırıcı çevresel sistemleri dört ana döngü olarak düşünülebilir [13].

- ❖ Vakum pompa sistemi, RF güç sisteminde ve hızlandırıcı kılavuzunda basıncı 10^{-6} Tor değerine kadar düşürür.
- ❖ Su soğutma sistemi, hızlandırıcı kılavuzunu, hedefi, devreleri soğutmaktadır.
- ❖ Opsiyonel hava basınç sistemi, hedefin ve diğer demet şekillendirme kısımlarının basınçlı hava ile hareketini sağlamaktadır.
- ❖ Zırhlama, radyasyon sızıntısını engellemek için kullanılmaktadır.

4.1.5. Demet taşıma sistemi

Düşük X-ışını üreten ortavoltaj lineer hızlandırıcılarda elektron demetini yönlendirecek ve bükecek sisteme gerek duyulmazken, yüksek enerjili hızlandırıcılarda, elektron demetinin hedefe çarptırılması için bükülmesi gerekmektedir. 90° ve 270° bükülmeyi sağlamak için bu sistemler kullanılmaktadır [13, 14].

4.1.6. Demet şekillendirme sistemleri

Elektronların hedefe çarptırılması ile üretilen X-ışınları düzleştirici filtre ile homojen bir yapıya dönüştürülür. Sabit olan birincil kolimatörlerden geçerek ilerleyen X-ışınları, daha sonra referans iyon odalarından geçerek doz değerlerinin istenilen seviyede olup olmadığı

tespit edilir. Kama filtre, taşıyıcı blok sistemi ve hareketli kolimatör yapılarıyla demet şekillendirilerek hedef bölgeye yönlendirilir.

4.2. Katı Fantom

Temel doz dağılımları, genellikle kas ve yumuşak doku yoğunluğuna çok yakın yoğunlukta olduğu için suda ölçülür. Ölçüm için su ortamının seçilmesinin diğer bir nedeni de tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır. Suda ölçüm yapmanın en önemli dezavantajı ise kullanılacak olan iyon odası veya diyotların su geçirmez olması gerekliliğidir. Her zaman su kullanmak çok pratik olmayacağından dolayı su eşdeğeri olan katı fantomlar dizayn edilmiştir. İdeal olarak konu edilen materyalin su eşdeğeri olabilmesi için, etkin atom numarası, gram başına elektron sayısı ve kütle yoğunluğu su ile eşit olmalıdır. Ancak foton ışınlarında en baskın etkileşme şekli Compton etkileşmesi olduğundan kullanılacak olan fantom materyalinin sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır [15].

4.3. Elektrometre

Resim 4.1’de verilen NE Technology 2570/1 model elektrometre cihazı iki adet büyük pille çalışmaktadır. Cihazda batarya voltajı, test için 10V değeri ve polarizasyon voltajı görülebilmektedir. Polarizasyon voltajı $250V \pm \%1 V$ olmaktadır. 0,03cc, 0,06cc, 0,6cc iyon odaları ile kullanılabilir. Okuma hassasiyeti düşük ve yüksek olarak seçilebilmekte olup, sıfır ayarı yapılabilmektedir. Doz (Gy) ve yük birimi (nC) olarak ölçüm alınabilmektedir. Basınç, sıcaklık ve düzeltme faktörü girilerek, V, V/2, V/4 ve V/8 gibi voltaj değerleri seçilebilmektedir [16].



Resim 4.1. NE Teknoloji 2570/1 Farmer elektrometre

4.4. İyon Odası

2571 tipi 0,6 cc farmer iyonizasyon odası (Resim 4.2), 0,15 MV-35 MV foton, 5 MeV- 35 MeV elektron enerji aralıklarının doz ölçümünde kullanılabilir.

Farmer tipi iyonizasyon odasının saf alüminyumdan yapılmış merkezi elektrodu, kılıf şeklinde saf grafitten oluşan ince bir duvar elektrodu vardır. Aynı zamanda 10 metre uzunluğunda düşük gürültülü triaksiyal TNC konnektörlü kablosu vardır. Dış elektrot iç çapı 6,3 mm, iç elektrot dış çapı 1,0 mm ve iç elektrot uzunluğu 20,6 mm'dir [16].



Resim 4.2. Farmer 2571 iyon odası ve kablosu

5. YÖNTEM

Bu çalışmada GE marka lineer hızlandırıcı cihazı ile bu cihazda elde edilen 6 MV foton enerjisi kullanılmıştır. Ölçüme başlanmadan önce tedavi kafasının düzlüğü su terazisiyle kontrol edilip foton demetinin dik bir şekilde iyon odasına gelmesi sağlanmıştır. Kullanılan su terazisi, elektrometre ve iyon odasının kalibrasyonlarının yapıp yapılmadığı kontrol edilmiştir.

Ölçümler su eşdeğeri katı fantomda alınmıştır ve bazı ölçümler su fantomu kurularak aynı derinlik ve alan genişliğinde kontrol edilmiştir. Ölçümlerin yaklaşık bin mertebesinde farklı olması sebebiyle çalışmaya katı fantomla devam edilmiştir. Daha sonra ölçtüğümüz TPR değerlerini C++ programında yazarak ışınlama süresi (MU, Monitör Unit) hesabı yapılması sağlanmıştır.

5.1. TPR'nin Ölçülmesi

Kaynak-iyon odası etkin nokta uzaklığı (SAD) 100cm'de sabit tutularak, her katı fantom kalınlığı arttırıldıkça, her kolimatör açıklığında verilen 100 MU'e karşılık okunan doz miktarı, derinliğe ve kolimatör açıklığına bağlı olarak kayıt edilmiştir. 6MV için okunan bu değerler 5cm derinliğe normalize edilerek TPR değeri belirlenmiştir.

5.2. C++ Programında Doz Hesabı

Belirli kolimatör açıklığında ve belirli derinliklerde ölçülen TPR değerleri [37, 21] isimli matris şeklinde programa girilmiştir. İstedığımız alan ve derinlikteki TPR değeri, program içerisinde yazılan *if* döngüleri kullanılarak hesaba katıldı.

5.2.1. Açık alanlar için ışınlama süresi hesabı

İstenilen derinlik ve alandaki tümöre gerekli dozu vermek için lineer hızlandırıcının ışınlama süresinin hesabı yapılmalıdır. O noktadaki tümör dozuna ulaşabilmek için gerekli olan ışınlama süresi (MU) iki farklı teknik kullanılarak hesaplanabilir. Birinci teknik kaynak cilt mesafesi olan SSD'yi sabit tutarak hesaplama yapan SSD tekniği, diğeri ise kaynak eksen mesafesi olan SAD'ı sabit tutarak hesaplama yapılan SAD tekniğidir.

SSD Tekniği

Bu teknikte yapılan hesaplamalarda kaynak cilt mesafesi sabit tutularak, SSD 'ye bağlı parametreler ölçülür ve bu parametreler kullanılarak istenilen derinlikteki cilt yüzey alanına göre belirlenen doz değeri için gerekli MU hesaplanır. Cihazlar genellikle $SSD = 100 \text{ cm}$ 'de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için referans derinliğinde ($d=5 \text{ cm}$) $1\text{cGY} = 1\text{MU}$ verecek şekilde kalibrasyonu yapılır. Mesela $SAD = 100 \text{ cm}$ 'deki $10 \times 10 \text{ cm}^2$ referans alan için çıkış faktörü varsa, SSD tekniğinde kullanacağımız formül;

$$MU = \frac{TD}{S_c \times S_p \times \%DD \times WF \times SSD \text{ Faktörü} \times \text{Çıkış Faktörü}(10 \times 10)} \times 100 \quad (5.1)$$

WF = Kama (Wedge) faktörü, TD = Tedavi dozu

$$SSD \text{ Faktörü} = \left(\frac{SSD}{SSD + \text{derinlik}} \right)^2 \quad (5.2)$$

Elimizde çıkış faktörü değerleri var ise S_c ve S_p 'yi kullanmaya gerek yoktur. Çıkış faktörünün içinde bu faktörler bulunmaktadır. O zaman formülümüz;

$$MU = \frac{TD}{\%DD \times WF \times \text{Çıkış faktörü}(10 \times 10) \times SSD \text{ faktörü}} \times 100 \text{ halini alır.} \quad (5.3)$$

TPR [I][J] matrisinde, I alan büyüklüğünü (kolimatör açıklığını), J derinliği ifade eder (bkz. Resim 5.1). "for" ve "if" döngüleri sayesinde istenilen alan büyüklüğü ve derinlikteki TPR değerleri bulunabilir. çizelge 3.2'deki değerler dışında bir ara değere ihtiyaç olduğunda ise oran orantı yöntemiyle programın o ara değeri bulması ve hesaba katması sağlanır.

SAD Tekniği

SAD tedavi tekniğinde kaynak eksen mesafesi sabit tutularak hesaplamalar yapılır. Bu teknik için gerekli parametreler ölçülür ve bu parametreler kullanılarak istenilen derinlikte ve o derinlikte belirlenen alana verilecek doz değeri için gerekli MU hesaplanmaktadır. Cihaz $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için $1\text{cGY} = 1\text{MU}$ olacak şekilde d_{mak} derinliğinde eşmerkezli

olarak kalibre edilmişse istenen bir d derinliğinde eşmerkeze verilecek MU hesabı şu şekilde olur.

$$MU = \frac{\text{Tedavi dozu (eşmerkezde)}}{TMR \times S_c \times S_p \times SAD \text{ faktörü} \times WF} \quad (5.4)$$

$$SAD \text{ Faktörü} = \left(\frac{SAD}{SSD + Derinlik} \right)^2 \quad (5.5)$$

Eşmerkezde kalibrasyon yapılmışsa SAD faktörü 1 olur.

D_w , suda soğurulan doz anlamındadır. İşlemin başındaki $0,975(D_{ref})$ değeri, TRS 277 protokolüne göre belirlenmiştir. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda 5 cm referans derinliğinde $SAD = 100 \text{ cm}$ ' de 100 MU verilerek alınan okuma değeridir ve bütün işlemlerde sabit bir çarpan olarak kullanılmıştır. TRS 277 protokolüne göre 10 MV altındaki enerjiler 5 cm'e, üzerindeki enerjiler ise 10 cm referans derinliğine göre normalize edilir.

```

for (int I=0; I<37; I++)
{
    for (int J=0; J<21; J++)
    {
        if(I==(FFKE-4) && J==(Derintam-2))
        {
            A=TPR[I][J];
        }
        else if(I==(FFKE-4) && J==(Derintam-1))
        {
            A1=TPR[I][J];
        }
        else if(I==(FCKE-4) && J==19)
        {
            B=TPR[I][J];
        }
        else if(I==(FFKE-4) && J==20)
        {
            C=TPR[I][J];
        }
    }
}
float fark=Derinlik-Derintam;
int fark2=fark*10;

if (fark!=0)
{
    A=A-(((A-A1)/10)*fark2);
}
double
DW=(0.975)*A*B*C*((SSD/(SSD+Derinlik))*(SSD/(SSD+Derinlik)))*TrayFaktoru*WedgeFaktoru;
double time=(FraksiyonDozu/(DW*ReferansIsodose*((100/SSD)*(100/SSD))));

textBox10->Text = Convert::ToString(time);
}

```

Resim 5.1. C++'da TPR değerini bulup hesaba katan yazılım

5.2.2. Korunmalı alanlarda ışınlama süresi hesabı

Açık alan hesaplamalarından temel anlamda hiçbir farkı olmayan bu yöntemlerde gene SAD veya SSD yöntemleri kullanılabilir. Sadece koruma tepsisinin (tray faktörü) etkisi, korunmalı alanın fantom saçılma faktörüne olan etkisi göz önünde bulundurularak hesaplamalar yapılmalıdır.

SSD Tekniği

Kaynak cilt mesafesi sabit tutularak hesaplamaların yapıldığı bu teknikte, SSD'ye bağlı parametreler ölçülür ve bu parametreler kullanılarak cilt yüzeyindeki alana göre istenilen derinlikteki doz değeri için gerekli MU hesaplanmaktadır.

$$MU = \frac{TD}{S_c \times S_p \times \%DD \times WF \times SSD \text{ Faktörü} \times Tray \text{ Fak.} \times \text{Çıkış Faktörü}(10 \times 10)} \times 100 \quad (5.6)$$

Aynı şekilde elimizde çıkış faktörleri varsa S_c ve S_p ' yi kullanmaya gerek yoktur. Çıkış faktörü içerisinde bu değerler bulunmaktadır. O zaman (5.8) eşitliği;

$$MU = \frac{TD}{\%DD \times WF \times \text{Çıkış faktörü}(10 \times 10) \times Tray \text{ fak.} \times SSD \text{ faktörü}} \times 100 \quad (5.7)$$

olur.

SAD Tekniği

Kaynak eksen mesafesi sabit tutularak hesaplamaların yapıldığı SAD tekniği için gerekli parametreler ölçülür ve bu parametreler kullanılarak istenilen derinlikte ve o derinlikte belirlenen alana verilecek doz değeri için gerekli MU hesaplanmaktadır.

$$MU = \frac{\text{Tedavi dozu (eşmerkezde)}}{TMR \times S_c \times S_p \times SAD \text{ faktörü} \times WF \times Tray \text{ Fak.}} \quad (5.8)$$

5.2.3. C^{++} Programında verilen alanın kare eşdeğerinin bulunması

İstediğimiz herhangi bir alanın kare eşdeğerini bulmak için,

Kare eş değeri = $\frac{2(a \times b)}{a+b}$ formülü C^{++} 'da Resim 5.2'deki gibi yazılmıştır.


```

int FCKE = (2*(X*Y)/(X+Y))+0.5;
double KE = (2*((X*Y)-BlokluAlan)/(X+Y));
int KEust= (KE+0.5);
int Derintam=Derinlik;
int FFKE=(KE*(SSD+Derintam)/100)+0.5;
float A,B,C,A1;
if (BlokluAlan!=0)
{
    TrayFaktoru=0.944;
}

```

Resim 5.2. C++ programında kare eşdeğerin bulunması

FCKE'nin programdaki adı Faktör Colimator Kare Eşdeğer'dir. Genel kullanılan ismi S_c (Kolimatör saçılma faktörü)'dir. Saçılma değeri, her kolimatör açıklığı için cihazda ölçülmüş ve C++ programına girilmiştir. SAD tedavilerinde herhangi bir düzeltme yapmadan bu değer kullanılır. Cihazın kolimatör açıklığı hastanın merkezindeki alan büyüklüğü ile aynıdır ve buna göre TPR değeri bulunur.

FFKE'nin programımızdaki adı Field Faktör Kare Eşdeğer'dir. Genel kullanılan ismi S_p (Fantom saçılma faktörü)'dir. FFKE değeri kolimatör açıklığına göre tümör merkezindeki alan büyüklüğünü bulur ve bu alan büyüklüğüne göre saçılma faktörünü hesaba katar. SSD tedavilerinde bu değer kullanılır. Önemli olan kolimatör açıklığı değildir, hastanın istenilen derinliğindeki alan büyüklüğü dikkate alınır. Hastanın ışınlanacak bölgesinin merkezindeki alan büyüklüğü SSD düzeltmesi ile hesaplanır ve buna göre TPR değeri bulunur.

Derintam, derinliğin tam kısmını ifade eder. Örneğin, derinlik 5,3 cm ise derintam değeri 5 cm'dir.

KE, kare eşdeğer anlamındadır. Alanımız korumalı bir alan ise KE değeri bize korumasız alanın kare eşdeğerini verir ve hesaplarımızda korumasız alanın kare eşdeğerini kullanırız.

6. ÖRNEK HESAPLAMALAR

Hesaplamalarda kullanılan formül;

$$D_W = D_{ref} \times TPR[I, J] \times FCKE(S_c) \times FFKE(S_p) \times (SSD / (SSD + derinlik))^2 \times WF \times TF \quad (6.1)$$

$$MU = \frac{\text{Tedavi Dozu (Fraksiyon Dozu)}}{D_w} \quad (6.2)$$

hesabı yapılır.

Örnek 1. SAD tedavi tekniğinde alan büyüklükleri $X = 18 \text{ cm}$, $Y = 22 \text{ cm}$ olan bloklu alanı 60 cm^2 olan bir alana 11 cm derinliğe tedavi dozunu (fraksiyon dozunu) 200 cGy vermek için gerekli MU hesabı,

$$\text{Alanın kare eşdeğeri} = 2 \times \frac{18 \times 22}{18 + 22} \cong 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$$

$$\text{Blokless alan kare eşdeğeri} = 400 - 60 = 340 \cong 17 \text{ cm} \times 17 \text{ cm}$$

Bu alan ve derinliğe göre $TPR [17, 11]$ değeri, 0,8396'dır.

Tablo 3.1'e göre; $FCKE(S_c) = 1,040$, $FFKE(S_p) = 1,029$

Tedavi tekniği SAD olduğu için SAD faktörü 1'dir.

$$\text{Alan bloklu olduğu için Tray faktörü} = \frac{\text{Tray varken çıkış dozu}}{\text{Tray yokken çıkış dozu}} = 0,944 \text{ dür.}$$

$$D_W = (0,975) \times (0,8396) \times (1,040) \times (1,029) \times (0,944) = 0,827 \text{ cGy}$$

$$MU = \frac{200 \text{ cGy}}{0,827 \text{ cGy}} \cong 242 \text{ MU bulunur.}$$

TPS'de bu değer 243 MU olarak bulundu. Aradaki fark %0,42'dir.

Örnek 2. SAD tedavi tekniğinde alan büyüklükleri $X = 18\text{cm}$, $Y = 22\text{cm}$ olan bloksuz bir alana 11 cm derinliğe tedavi dozunu (fraksiyon dozu) 200 cGy 'den vermek için gerekli MU hesabı,

$$\text{Alanın kare eşdeğeri} = 2 \times \frac{18 \times 22}{18+22} \cong 20\text{cm} \times 20\text{cm}$$

Bu alan ve derinliğe göre $TPR [20, 11]$ değeri, $0,843$ 'dür.

Tablo 3.1'e göre; $FCKE(S_c) = 1,054$ $FFKE(S_p) = 1,034$

Tedavi tekniği SAD olduğu için SAD faktörü 1 'dir.

Alan bloksuz olduğu için Tray faktörü kullanılmaz.

$$D_w = (0,975) \times (0,843) \times (1,054) \times (1,034) = 0,896\text{ cGy}$$

$$MU = \frac{200\text{ cGy}}{0,896\text{ cGy}} \cong 224\text{ MU bulunur.}$$

TPS'de bu değer 226 MU olarak bulundu. Aradaki fark $\%0,89$ 'dir.

Örnek 3. SAD tedavi tekniğinde alan büyüklükleri $X = 16$, $Y = 24$ olan bloklu alanı 30cm^2 olan bir alanda 9 cm derinliğe tedavi dozunu (fraksiyon dozu) 300 cGy 'den verebilmek için gerekli MU hesabı,

$$\text{Alanın kare eşdeğeri} = 2 \times \frac{16 \times 24}{16+24} \cong 19\text{cm} \times 19\text{cm}$$

$$\text{Bloksuz alan kare eşdeğeri} = 361 - 30 = 331 \cong 17\text{cm} \times 17\text{cm}$$

Bu alan ve derinliğe göre $TPR [17, 9]$ değeri, $0,8951$ 'dir.

Tablo 3.1'e göre; $FCKE(S_c) = 1,040$ $FFKE(S_p) = 1,029$

Tedavi tekniği *SAD* olduğu için *SAD* faktörü 1'dir.

Alan bloklu olduğu için Tray faktörü = $\frac{\text{Tray varken çıkış dozu}}{\text{Tray yokken çıkış dozu}} = 0,944$ 'dür.

$$D_w = (0,975) \times (0,8951) \times (1,040) \times (1,029) \times (0,944) = 0,882 \text{ cGy}$$

$$MU = \frac{300 \text{ cGy}}{0,882 \text{ cGy}} \cong 340 \text{ MU bulunur.}$$

TPS'de bu değer 342 *MU* olarak bulundu. Aradaki fark %0,58'dir.

Örnek 4. SSD tedavi tekniğinde alan büyüklükleri $X = 15$, $Y = 20$ olan bloklu alanı 50cm^2 olan bir alana 12 *cm* derinliğe tedavi dozunu (fraksiyon dozu) 200 cGy'den vermek için gerekli *MU* hesabı,

$$\text{Alanın kare eşdeğeri} = 2 \times \frac{15 \times 20}{15+20} \cong 17\text{cm} \times 17\text{cm}$$

$$\text{Blokless alan kare eşdeğeri} = 289 - 50 = 239 \cong 15\text{cm} \times 15\text{cm}$$

Bu alan ve derinliğe göre *TPR* [15, 12] değeri, 0,8062'dir.

Tablo 3.1'e göre; $FCKE(S_c) = 1,030$

$FFKE(S_p)$ değeri 12 *cm* derinlikteki alan genişliği olan $17\text{cm} \times 17\text{cm}$ için 1,029'dır.

$$\text{Tedavi tekniği SSD olduğu için SSD faktörü} = \left(\frac{SSD}{SSD+DERİNLİK}\right)^2 = \left(\frac{100}{112}\right)^2 = 0,797$$

Alan bloklu olduğu için Tray faktörü = $\frac{\text{Tray varken çıkış dozu}}{\text{Tray yokken çıkış dozu}} = 0,944$ 'dür.

$$D_w = (0,975) \times (0,8062) \times (1,030) \times (1,029) \times (0,944) \times \left(\frac{100}{112}\right)^2 = 0,6266 \text{ cGy}$$

$$MU = \frac{200 \text{ cGy}}{0,6266 \text{ cGy}} \cong 319 \text{ MU bulunur.}$$

TPS'de bu değer 317 *MU* olarak bulunmuştur. Aradaki fark %0,63'dür.

7. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Yapılan çalışmada, GE Marka Satürne 43 model lineer hızlandırıcıda elde edilen 6 MV'lik foton enerjisinin çıkış dozuna göre TPR değerleri (Tablo 3.2); NE technology marka 2570/1 model elektrometre 2571 model 0,6 cc Farmer tipi iyon odası ve su eşdeğeri katı fantomda kullanılarak ölçülmüştür. Ölçümlerde IAEA Technical Reports Series No: 277'de verilen kritiklere göre 4cm×4cm, 5cm×5cm, 6cm×6cm, 8cm×8cm, 10cm×10cm, 14cm×14cm, 18cm×18cm, 20cm×20cm, 24cm×24cm, 28cm×28cm, 30cm×30cm, 32cm×32cm, 34cm×34cm, 37cm×37cm ve 40cm×40cm'lik alanlarda ve 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18 ve 20cm derinliklerinde ayrı ayrı ölçümler alınmıştır. 10cm×10cm alan büyüklüğü ve 5 cm derinliğe göre normalize edilmiştir (Tablo 3.2). Oluşturulan TPR tablosu, C++ programlama diline veri bankası olarak girilmiştir. Ölçülen alanlar ve derinliklerdeki değerlerin dışında bir alan ve derinlikteki değer bulunacağı zaman, değerler interpolate edilerek ara değerlerinde hesaplanması sağlanmıştır.

Radyoterapide, hastaya verilecek dozun hesabı büyük önem taşır. O yüzden gelişmiş tedavi planlama sistemi (TPS) için kontrol edilecek ek programların olması ve her alandan hastaya uygulanacak ışınlama süresinin (MU) hesabının doğruluğunun kontrol edilmesi çok önemlidir. Böylece olabilecek hataların önüne geçilebilecektir. Zira hatalı verilecek bir dozun geriye dönüşü olmayacaktır. Hastaya az doz verilirse tedavi amacı gerçekleşmemiş olacak, çok doz verilirse tümör dışındaki sağlıklı dokulara daha fazla zarar verilecektir.

Oluşturulan TPR tablosundaki enerji kalitesini gösteren TPR_{10}^{20} değeri 0,672'dir. Uluslararası protokol olarak kabul gören BJR (British Journal of Radiology) 25'de 6 MV için enerji kalitesi değeri 0,677'dir. Aradaki fark %0,7'dir. Bu da %2'nin altındadır ve BJR25'e göre kabul sınırları içerisindedir ve cihazın enerji kalitesinin güvenli sınırlar içinde olduğu gösterilmiştir.

Bölüm 6'da yapılan hesaplamalarda, TPS ile bu çalışmada yazılan program arasında %0,25 ile %1 arasında bir MU farkı vardır. Bu da kabul edilebilir sınır olan %2'nin içerisindedir.

KAYNAKLAR

1. Uzal C., “Kanserde Işınlama Teknikleri”, *Öncü Ltd.*, Ankara, 1-2, 7-9, 13-25, 31-34, 68-77 (1995).
2. Chao, C. K. S., Perez., C.A. and Brady, L.W., “Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları”, Çeviri Editörleri, Gemici, C., Mayadağlı, A., Parlak, C., *Nobel Tıp Kitapevleri*, İstanbul, 5-7,112-521 (2004).
3. Khan, F.M., “The Physics of Radiation Therapy 3rd ed.”, Department of The rapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, *Williams and Wilkins*, Chapter 9: 162-177, Chapter 10: 179-183(2003).
4. Podgorsak E.B., Van Dyk J., “Medical Accelerators The Modern Technology of Radiation Oncology”, *Madison*, USA, 349-435 (1999).
5. Johns, H.E., “The Physics of Radiology 4th Edition”, *Springfield*, USA, (1983).
6. Kumaş, A., “Radyosyon Fiziği ve Tıbbi Uygulamaları”, *Palme Yayıncılık*, 28, 29, 50-64, 301-303 (2006).
7. Prof. Dr. Gülsoy, U., K., Prof. Dr. Oyar, O., Y. Doç. Dr. Yeşildağ, A., Y. Doç. Dr. Yıldız, M., Y. Doç. Dr. Baykal, B., Y. Doç. Dr. Köroğlu, M., “Tıbbi Görüntüleme Fiziği”, *Tisimat*, 5-9 (2003).
8. James, E., Martin, “Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği”, Çeviri Editörleri, Tanır, A., G., Bölükdemir, M., H., Koç K., *Ankara, Palme Yayıncılık*, 116, 332-335 (2013).
9. Arya, P., A., “Çekirdek Fiziğinin Esasları”, Çeviri Editörü, Şahin, Y., *Erzurum, Aktif Yayınevi*, 255-264, 299-306, 349-353, (1999).
10. Seyrek, E., “Radyoizotopların Üretimi ve Radyoterapide Kullanılması”, Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Eğitim Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 14,15 (2007).
11. Compton, A., H., “The Spectrum of Scattered X-rays”, *Physical Review*,22, 409–413, (1923).
12. Podgorsak E.B., “Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher sand Students”, *International Atomic EnergyAgency*, Vienna, 22-25, 273-285, 424 (2005).
13. Podgorsak B. E. “*Review of Radiation Oncology Physics: A handbook for Teacher sand Students*” IAEA Educational Reports Series, (2003).
14. Hendee R. W.,Ibbott S. G., Hendee G. E. “*Radiation Therapy Physics*” Third Edition John Wiley&SonsPub., (2005)
15. Coggle, J.E., 1977.“Biological Effects of Radiation”, *Wykeham Publ Ltd*, London (1977).

16. Platzman, R.L., "Radiation Biology and Medicine", *Addison-Wesley, Massachusetts* (1958).





EKLER

EK-1. C++ Programında isim uzaylarının gösterildiği kısım

```
#pragma once
```

```
namespace Proje43X6 {
```

```
    using namespace System;
    using namespace System::ComponentModel;
    using namespace System::Collections;
    using namespace System::Windows::Forms;
    using namespace System::Data;
    using namespace System::Drawing;

    /// <summary>
    /// Summary for Form1
    /// </summary>
    public ref class Form1 : public System::Windows::Forms::Form
    {
    public:
        Form1(void)
        {
            InitializeComponent();
            //
            //TODO: Add the constructor code here
            //
        }
    }
}
```

Şekil 1.1. Program başında, programda kullanılacak olan deyimlerin ait oldukları isim uzaylarının programa gösterildiği kısım.

Form1 isimli sınıfın altında bulunan Form1 isimli metot ile program çalıştığında önceden oluşturduğumuz arayüzün yüklenmesi yani ekrana yansıtılması sağlanıyor.

EK-2. C++ Programında textbox'lar ve butonların olduğu kısım

```
private: System::Windows::Forms::TextBox^ textBox1;
protected:
private: System::Windows::Forms::TextBox^ textBox2;
private: System::Windows::Forms::TextBox^ textBox3;
private: System::Windows::Forms::TextBox^ textBox4;
private: System::Windows::Forms::TextBox^ textBox5;
private: System::Windows::Forms::TextBox^ textBox6;
private: System::Windows::Forms::TextBox^ textBox7;
private: System::Windows::Forms::TextBox^ textBox8;
private: System::Windows::Forms::TextBox^ textBox9;
private: System::Windows::Forms::TextBox^ textBox10;
private: System::Windows::Forms::Button^ button1;
private: System::Windows::Forms::Label^ label1;
private: System::Windows::Forms::Label^ label2;
private: System::Windows::Forms::Label^ label3;
private: System::Windows::Forms::Label^ label4;
private: System::Windows::Forms::Label^ label5;
private: System::Windows::Forms::Label^ label6;
private: System::Windows::Forms::Label^ label7;
private: System::Windows::Forms::Label^ label8;
private: System::Windows::Forms::Label^ label9;
private: System::Windows::Forms::Label^ label10;
private: System::Windows::Forms::Label^ label11;
private: System::Windows::Forms::PictureBox^ pictureBox1;
private: System::Windows::Forms::Label^ label12;
private: System::Windows::Forms::Label^ label13;
private: System::Windows::Forms::Label^ label14;
private: System::Windows::Forms::Label^ label15;
private: System::Windows::Forms::Label^ label16;
```

Şekil 2.1. Program içerisinde kullandığımız textbox'lar, butonlar, isimler vb. kullanılanların gösterildiği kısım.

EK-3. Tanımlanan bileşenlerin konum ve büyüklükleri

```
(cli::safe_cast<System::ComponentModel::ISupportInitialize^ >(this
>pictureBox1))->BeginInit();
this->SuspendLayout();
//
// textBox1
//
this->textBox1->Location = System::Drawing::Point(107, 63);
this->textBox1->Name = L"textBox1";
this->textBox1->Size = System::Drawing::Size(49, 20);
this->textBox1->TabIndex = 0;
this->textBox1->TextAlign = System::Windows::Forms::HorizontalAlignment::Right;
//
// textBox2
//
this->textBox2->Location = System::Drawing::Point(107, 89);
this->textBox2->Name = L"textBox2";
this->textBox2->Size = System::Drawing::Size(49, 20);
this->textBox2->TabIndex = 1;
this->textBox2->TextAlign = System::Windows::Forms::HorizontalAlignment::Right;
//
// textBox3
//
this->textBox3->Location = System::Drawing::Point(107, 115);
this->textBox3->Name = L"textBox3";
this->textBox3->Size = System::Drawing::Size(49, 20);
this->textBox3->TabIndex = 2;
this->textBox3->TextAlign = System::Windows::Forms::HorizontalAlignment::Right;
```

Şekil 3.1. Tanımladığımız bileşenlerin konumları ve büyüklüklerinin tutulduğu bölüm.

EK-4. Konum, büyüklük, yazı tipi gibi özelliklerin aktif edildiği kısım

```
// Form1
//
this->AutoScaleDimensions = System::Drawing::SizeF(6, 13);
this->AutoScaleMode = System::Windows::Forms::AutoScaleMode::Font;
this->AutoSize = true;
this->AutoSizeMode = System::Windows::Forms::AutoSizeMode::GrowAndShrink;
this->BackColor = System::Drawing::SystemColors::InactiveCaption;
this->ClientSize = System::Drawing::Size(759, 323);
this->Controls->Add(this->label17);
this->Controls->Add(this->label12);
this->Controls->Add(this->label13);
this->Controls->Add(this->label14);
this->Controls->Add(this->label15);
this->Controls->Add(this->label16);
this->Controls->Add(this->label18);
this->Controls->Add(this->label19);
this->Controls->Add(this->label20);
this->Controls->Add(this->label21);
this->Controls->Add(this->label22);
this->Controls->Add(this->button2);
this->Controls->Add(this->textBox11);
this->Controls->Add(this->textBox12);
this->Controls->Add(this->textBox13);
this->Controls->Add(this->textBox14);
this->Controls->Add(this->textBox16);
this->Controls->Add(this->textBox17);
this->Controls->Add(this->textBox18);
this->Controls->Add(this->textBox19);
this->Controls->Add(this->textBox20);
```

Şekil 4.1. Konum, büyüklük, yazı tipi gibi özellikleri belirlenen bileşenler Form1 içine alınıp aktif ediliyor.

EK-5. TPR Tablosu

```
#pragma endregion
```

```

//SSD 43x6
private: System::Void button1_Click(System::Object^ sender,
System::EventArgs^ e)
{

/*data1*/ float TPR[37][21]={ 1.1105, 1.080, 1.0415, 1.0, 0.9635, 0.924,
0.8845,0.846, 0.8075, 0.7721, 0.7365, 0.7028, 0.669, 0.6377, 0.6065, 0.5791,
0.5515,0.5278, 0.504, 0.962, 0.950,
/*data2*/ 1.098, 1.073, 1.036, 1.0, 0.966, 0.9275, 0.889, 0.8535, 0.818, 0.7846,
0.751,0.7206,0.69, 0.656, 0.632, 0.605, 0.578, 0.5565, 0.533, 0.965, 0.969,
/*data3*/ 1.091, 1.069, 1.034, 1.0, 0.967, 0.9298, 0.8926, 0.8584, 0.8242,
0.7914, 0.7586,0.7282, 0.6977, 0.663, 0.6393, 0.613, 0.587, 0.564, 0.541, 0.976,
0.971,
/*data4*/ 1.085, 1.064, 1.032, 1.0, 0.968, 0.9321, 0.8963, 0.8635, 0.8305,
0.7985, 0.7663, 0.7358, 0.7054, 0.670, 0.6465, 0.6216, 0.5966, 0.5728, 0.549, 0.978,
0.986,
/*data5*/ 1.080, 1.06, 1.03, 1.0, 0.969, 0.9346, 0.9, 0.8686, 0.837, 0.8056,
0.774, 0.7436, 0.713, 0.678, 0.654, 0.63, 0.606, 0.582, 0.557, 0.986, 0.991,
/*data6*/ 1.076, 1.057, 1.0285, 1.0, 0.969, 0.9362, 0.9035, 0.8728, 0.842,
0.8106, 0.779, 0.749, 0.719, 0.684, 0.662, 0.6373, 0.6125, 0.588, 0.5635, 0.991,
0.996,
/*data7*/ 1.071, 1.054, 1.027, 1.0, 0.969, 0.938, 0.907, 0.877, 0.847, 0.8156,
0.784, 0.7546, 0.725, 0.695, 0.67, 0.6445, 0.619, 0.595, 0.57, 1.0, 1.0,
/*data8*/ 1.072, 1.0535, 1.0275, 1.0, 0.97, 0.9396, 0.909, 0.8796, 0.85, 0.8197,
0.7895, 0.7605, 0.7315, 0.700, 0.677, 0.652, 0.626, 0.602, 0.577, 1.007, 1.006,
/*data9*/ 1.071, 1.053, 1.028, 1.0, 0.971, 0.941, 0.911, 0.882, 0.853, 0.824,
0.795, 0.7666, 0.738, 0.706, 0.684, 0.658, 0.632, 0.608, 0.584, 1.014, 1.012,
/*data10*/ 1.071, 1.0527, 1.0277, 1.0, 0.972, 0.943, 0.914, 0.8853, 0.8565,
0.8276, 0.7987, 0.7706, 0.7425, 0.711, 0.6892, 0.6632, 0.6372, 0.6136, 0.59, 1.020,
1.016,
/*data11*/ 1.071, 1.0525, 1.0275, 1.0, 0.973, 0.945, 0.917, 0.8885, 0.86, 0.8313,
0.8025, 0.7748, 0.747, 0.717, 0.6945, 0.6685, 0.6425, 0.6193, 0.596, 1.025, 1.019,
/*data12*/ 1.070, 1.0522, 1.0272, 1.0, 0.974, 0.947, 0.92, 0.8918, 0.8635,
0.8349, 0.8062, 0.7789, 0.7515, 0.730, 0.6997, 0.6737, 0.6477, 0.6249, 0.602, 1.030,
1.026,
/*data13*/ 1.070, 1.052, 1.027, 1.0, 0.975, 0.949, 0.923, 0.895, 0.867, 0.8385,
0.81, 0.783, 0.756, 0.730, 0.705, 0.679, 0.653, 0.6303, 0.608, 1.036, 1.028,
/*data14*/ 1.068, 1.0505, 1.0258, 1.0, 0.9745, 0.9486, 0.9228, 0.8951, 0.8675,
0.8396, 0.8117, 0.785, 0.7582, 0.732, 0.7075, 0.6824, 0.6572, 0.6344, 0.6115, 1.040,
1.029,
/*data15*/ 1.066, 1.049, 1.0245, 1.0, 0.974, 0.9483, 0.9225, 0.8953, 0.868,
0.8408, 0.8135, 0.787, 0.7605, 0.733, 0.71, 0.6858, 0.6615, 0.6383, 0.615, 1.044,
1.033,

```

EK-5.(Devam) TPR Tablosu

```

/*data16*/ 1.0675, 1.0475, 1.0232, 1.0, 0.9735, 0.9479, 0.9222, 0.8954, 0.8685,
0.8419, 0.8152, 0.789, 0.7627, 0.7376, 0.7125, 0.6892, 0.6658, 0.6422, 0.6185,
1.049, 1.033,
/*data17*/ 1.066, 1.046, 1.022, 1.0, 0.973, 0.9475, 0.922, 0.8945, 0.869, 0.843,
0.817, 0.791, 0.765, 0.74, 0.715, 0.6925, 0.67, 0.646, 0.622, 1.054, 1.034,
/*data18*/ 1.064, 1.0442, 1.022, 1.0, 0.9728, 0.9477, 0.9226, 0.8963, 0.87,
0.8443, 0.8186, 0.793, 0.7674, 0.7425, 0.7176, 0.6951, 0.6726, 0.6488, 0.6252,
1.057, 1.036,
/*data19*/ 1.062, 1.0424, 1.022, 1.0, 0.9726, 0.9479, 0.9232, 0.8971, 0.871,
0.8458, 0.8206, 0.7952, 0.7698, 0.745, 0.7202, 0.6977, 0.6752, 0.6518, 0.6284,
1.059, 1.039,
/*data20*/ 1.06, 1.0406, 1.022, 1.0, 0.9724, 0.9481, 0.9238, 0.8979, 0.872,
0.8472, 0.8224, 0.7973, 0.7722, 0.7475, 0.7228, 0.7003, 0.6778, 0.6547, 0.6306,
1.061, 1.041,
/*data21*/ 1.058, 1.0388, 1.022, 1.0, 0.9722, 0.9483, 0.9244, 0.8987, 0.873,
0.8486, 0.8242, 0.7991, 0.774, 0.7497, 0.7254, 0.7029, 0.6804, 0.6576, 0.6348,
1.063, 1.043,
/*data22*/ 1.056, 1.037, 1.022, 1.0, 0.972, 0.9485, 0.925, 0.8995, 0.874, 0.85,
0.826, 0.798, 0.777, 0.7525, 0.728, 0.7055, 0.683, 0.6605, 0.638, 1.064, 1.045,
/*data23*/ 1.056, 1.0374, 1.0216, 1.0, 0.9728, 0.9494, 0.926, 0.9007, 0.8754,
0.8517, 0.828, 0.8035, 0.779, 0.7549, 0.7308, 0.7084, 0.686, 0.6634, 0.6408, 1.065,
1.048,
/*data24*/ 1.056, 1.0378, 1.0212, 1.0, 0.9736, 0.9503, 0.927, 0.9019, 0.8768,
0.8534, 0.83, 0.8055, 0.781, 0.7573, 0.7336, 0.7113, 0.689, 0.6663, 0.6436, 1.067,
1.049,
/*data25*/ 1.056, 1.0383, 1.0208, 1.0, 0.9744, 0.9512, 0.928, 0.9031, 0.8782,
0.8551, 0.832, 0.8075, 0.783, 0.7597, 0.7364, 0.7142, 0.692, 0.6687, 0.6454, 1.068,
1.051,
/*data26*/ 1.056, 1.0386, 1.0204, 1.0, 0.9752, 0.9521, 0.929, 0.9043, 0.8796,
0.8568, 0.834, 0.8095, 0.785, 0.7621, 0.7392, 0.7171, 0.695, 0.6721, 0.6492, 1.069,
1.053,
/*data27*/ 1.056, 1.039, 1.02, 1.0, 0.976, 0.953, 0.93, 0.9055, 0.881, 0.8585,
0.836, 0.8115, 0.787, 0.7645, 0.742, 0.72, 0.698, 0.675, 0.652, 1.070, 1.055,
/*data28*/ 1.0562, 1.039, 1.020, 1.0, 0.9762, 0.9535, 0.9308, 0.9062, 0.8816,
0.8591, 0.8366, 0.8124, 0.7882, 0.7657, 0.7432, 0.7212, 0.6992, 0.6764, 0.6536,
1.072, 1.054,
/*data29*/ 1.0564, 1.039, 1.020, 1.0, 0.9764, 0.954, 0.9316, 0.9069, 0.8822,
0.8597, 0.8372, 0.8133, 0.7894, 0.7669, 0.7444, 0.7224, 0.7004, 0.6778, 0.6552,
1.073, 1.054,
/*data30*/ 1.0566, 1.039, 1.0194, 1.0, 0.9766, 0.9545, 0.9324, 0.9076, 0.8828,
0.8603, 0.8378, 0.8142, 0.7906, 0.7681, 0.7456, 0.7236, 0.7016, 0.6792, 0.6568,
1.075, 1.054,
/*data31*/ 1.0568, 1.039, 1.0192, 1.0, 0.9768, 0.9544, 0.932, 0.9077, 0.8834,
0.8609, 0.8384, 0.8151, 0.7918, 0.7693, 0.7468, 0.7248, 0.7028, 0.6806, 0.6584,
1.076, 1.054,
/*data32*/ 1.057, 1.039, 1.019, 1.0, 0.977, 0.9555, 0.934, 0.909, 0.884, 0.8615,
0.839, 0.816, 0.793, 0.7705, 0.748, 0.726, 0.704, 0.682, 0.66, 1.078, 1.053,
/*data33*/ 1.056, 1.039, 1.019, 1.0, 0.9772, 0.9555, 0.9338, 0.9091, 0.8844,
0.862, 0.8396, 0.8167, 0.7938, 0.7714, 0.749, 0.727, 0.705, 0.6833, 0.6616, 1.079,
1.054,

```

EK-5.(Devam) TPR Tablosu

```

/*data34*/ 1.055, 1.039, 1.019, 1.0, 0.9774, 0.9554, 0.9336, 0.9092, 0.8848,
0.8625, 0.8402, 0.8174, 0.7946, 0.7723, 0.75, 0.728, 0.706, 0.6846, 0.6632, 1.079,
1.055,
/*data35*/ 1.054, 1.039, 1.019, 1.0, 0.9776, 0.9555, 0.9334, 0.9093, 0.8852,
0.863, 0.8408, 0.818, 0.7954, 0.7732, 0.751, 0.729, 0.707, 0.6859, 0.6648, 1.080,
1.056,
/*data36*/ 1.053, 1.039, 1.019, 1.0, 0.9778, 0.9555, 0.9332, 0.9094, 0.8856,
0.8635, 0.8414, 0.8188, 0.7962, 0.7741, 0.752, 0.73, 0.708, 0.6872, 0.6664, 1.080,
1.057,
/*data37*/ 1.052, 1.039, 1.019, 1.0, 0.978, 0.9555, 0.933, 0.9095, 0.886, 0.864,
0.842, 0.8195, 0.797, 0.775, 0.753, 0.731, 0.709, 0.6885, 0.668, 1.081, 1.057};

```

Şekil 5.1. Tablo 3.2'deki TPR değerinin C++'da gösterimi

Burada *button1*'e basıldığında ne yapılması gerektiğini yazıyoruz. Float tipinde (virgüllü sayı tutabilen) değişken tanımlanmıştır. Fakat tek bir değişken değil, 2 boyutlu bir dizi şeklinde tanımlanmıştır. 2 boyutlu dizi satır ve sütunlardan oluşan bir tablo olarak düşünülebilir. Yani burada TPR adında, [37] tane satır, [21] tane sütunu olan bir tablo oluşturulmuştur.

Float TPR[37][21]={}; şeklinde küme parantezini açıp arasına tablodaki bütün verileri, arasına virgül olacak şekilde yazılmıştır ve küme parantezi kapatılmıştır. C++'da işlem yapan bütün kodların sonuna noktalı virgül konulmalıdır.

EK-6. Kare Eşdeğer

```

double X=System::Convert::ToDouble(textBox1->Text);
double Y=System::Convert::ToDouble(textBox2->Text);
double BlokluAlan=System::Convert::ToDouble(textBox3->Text);
double Derinlik=System::Convert::ToDouble(textBox4->Text);
double FraksiyonDozu=System::Convert::ToDouble(textBox5->Text);
double SSD=System::Convert::ToDouble(textBox6->Text);
double TrayFaktoru=System::Convert::ToDouble(textBox7->Text);
double ReferansIsodose=System::Convert::ToDouble(textBox8->Text);
double WedgeFaktoru=System::Convert::ToDouble(textBox9->Text);

```

```

int FCKE = (2*(X*Y)/(X+Y))+0.5;
double KE = (2*((X*Y)-BlokluAlan)/(X+Y));
int KEust= (KE+0.5);
int Derintam=Derinlik;
int FFKE=(KE*(SSD+Derintam)/100)+0.5;
float A,B,C,A1;
if (BlokluAlan!=0)
{
    TrayFaktoru=0.944;
}

```

Şekil 6.1. Kare eşdeğer hesabı

X ve Y adında double (virgüllü sayı tutan) tipinde bir değişken tanımlanmış ve bu değişkenlere değerlerinin karşılardaki parantez içinde yazılan textbox'dan geleceği belirtilmiştir. Textboxlardan gelen veriler her zaman text tipinde olduğu için gelen veriyi “**System::Convert::ToDouble**” komutu ile sayı tipi olan double'a çevrilmiştir.

Daha sonra FCKE, FFKE değerleri formülüzasyon ile tanımlanmıştır ve “if” döngüsü ile bloklu alan var ise tray faktörü hesaba katılmıştır.

EK-7. TPR, FCKE ve FFKE değerlerinin bulunması

```

for (int I=0; I<37; I++)
{
    for (int J=0; J<21; J++)
    {
        if(I==(FFKE-4) && J==(Derintam-2))
        {
            A=TPR[I][J];
        }
        else if(I==(FFKE-4) && J==(Derintam-1))
        {
            A1=TPR[I][J];
        }
        else if(I==(FCKE-4) && J==19)
        {
            B=TPR[I][J];
        }
        else if(I==(FFKE-4) && J==20)
        {
            C=TPR[I][J];
        }
    }
}
float fark=Derinlik-Derintam;
int fark2=fark*10;

if (fark!=0)
{
    A=A-(((A-A1)/10)*fark2);
}
double
DW=(0.975)*A*B*C*((SSD/(SSD+Derinlik))*(SSD/(SSD+Derinlik)))*TrayFaktoru*WedgeFaktoru;
double time=(FraksiyonDozu/(DW*ReferansIsodose*((100/SSD)*(100/SSD))));

textBox10->Text = Convert.ToString(time);
}

```

Şekil 7.1. TPR, FCKE ve FFKE değerlerinin bulunması

“For” döngüsü sayesinde bütün satır ve sütunlar sayılarak istenilen alan ve derinlikteki TPR değeri bulunmuştur. Aynı şekilde alan büyüklüğü için FCKE ve FFKE değeri bulunmuştur. Eğer girilen değerler bir ara değer ise aynı satırdan iki ardışık değer alıp basit oran orantı yöntemi ile ara değer bulunmuştur.

EK-8. C++ programında kullanılan arayüz

The image shows a software interface for calculating SSD and SAD. It is divided into two main sections: **- SSD -** and **- SAD -**. Each section contains several input fields and a 'Hesapla' button. The SSD section includes fields for X, Y, Bloklü Alan, Derinlik, Fraksiyon Dozu, SSD, Tray Faktörü, Referans İzodoz, and Wedge Faktörü. The SAD section includes fields for X, Y, Bloklü Alan, Derinlik, Fraksiyon Dozu, Tray Faktörü, Referans İzodoz, and Wedge Faktörü. Below each section is a 'Süre' field. The window title is '43 X 6' and the author's name 'Yasin Ergin' is visible in the bottom right corner.

Şekil 8.1. C++ programında kullanılan arayüz ekranı

Hesaplama yöntemini (SSD veya SAD), alanları, bloklü alan var ise kaç cm^2 olduğunu, derinliği ve fraksiyon dozu (günlük doz) girilebilen görsel arayüz ekranı.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ERGİN, Yasin
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 07.08.1987 Ankara
Medeni Hali : Bekar
Telefon : 0507 034 31 56
E-mail : erginyasin_87@hotmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi/Fizik Bölümü	2014
Lisans	Ankara Üniversitesi/Fizik Bölümü	2011
Lise	Çankaya Kılıçarslan Lisesi	2004

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Tiyatro, doğa yürüyüşü, seyahat