

CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**PET/BT MERKEZİNDE RADYASYON DÜZEYLERİNİN ÖLÇÜLMESİ
VE PERSONEL GÜVENLİĞİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Didem GÖKSOY

Anabilim Dalı : Fizik

Programı : Nükleer Fizik

MANİSA 2013

CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PET/BT MERKEZİNDE RADYASYON DÜZEYLERİNİN ÖLÇÜLMESİ
VE PERSONEL GÜVENLİĞİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Didem GÖKSOY

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 3 Haziran 2013

Tezin Savunulduğu Tarih : 11 Haziran 2013

Tez Danışmanı : Prof. Dr. F. Serap EREEŞ

İkinci Tez Danışmanı : Prof. Dr. Turgay KARALI

Jüri Üyeleri : Prof. Dr. F. Serap EREEŞ

Doç.Dr. Müslim M. SAC

Yard.Dr. Coşkun HARMANŞAH

MANİSA 2013

İÇİNDEKİLER

	<u>SAYFA</u>
Şekil Listesi	III
Tablo Listesi	V
Teşekkür	VI
Özet	VII
Abstract	VIII
1. Giriş	IX
2. Genel Bilgiler	1
2.1. Pozitron Emisyon Tomografi / Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT)	1
2.2. PET' in Yapısı ve Özellikleri	1
2.3. BT' nin Yapısı ve Özellikleri	4
2.4. PET' in Çalışma Prensipleri	6
2.5. PET/BT' nin Kullanım Alanları	8
2.6. Radyasyonun Biyolojik Etkileri	9
2.6.1. Radyasyonun Olumlu Etkileri	10
2.6.2. Radyasyonun Olumsuz Etkileri	11
2.7. Radyasyon Çalışanlarının Korunması	12
2.8. Personel Dozimetresi	14
2.8.1. Dış Işınlama İçin Bireysel Dozimetreler	15
2.8.1.1. Cep Dozimetresi	15
2.8.1.2. Film Dozimetre	16
2.8.1.3. Termolüminesans Dozimetre (TLD)	16
2.8.1.4. Sesle Uyarı Veren Cihazlar	16
2.9. PET/BT' de Kullanılan Radyoizotoplar	16
2.9.1. F-18 FDG (Florodeoksiglukoz)	19
2.10. Siklotron	21
2.11. PET/BT' de Kullanılan Zırhlamalar ve Tesis Planı	22
3. Materyal Metod	29
3.1. TLD Okuyucu Sistemi	34
3.2. Işınlama Üniteleri	35
3.3. TLD' lerin Kalibrasyonu (ECC ve RCF belirlenmesi)	37
3.4. TLD-100 Dozimetrelerin Konumlandırılması	40
4. Bulgular	42
5. Tartışma	48

İÇİNDEKİLER (Devam)

	<u>SAYFA</u>
6. Sonuç	51
Kaynaklar	52

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>SAYFA</u>
Şekil 2.1. Hegzagonal PET III	1
Şekil 2.2. Üç sıra halka şeklinde dizili PET blok detektörleri ve hastanın görüntülenme pozisyonu	2
Şekil 2.3. Büyük üreticileri tıbbi görüntüleme ekipmanlarından güncel 3 PET/BT tarayıcı tasarımı	4
Şekil 2.4. BT cihazı ve akciğer kesit görüntüsü örnekleri	5
Şekil 2.5. Pozitron-elektronun yok olma olayı	7
Şekil 2.6. Gama fotonlarının eş zamanlı dedeksiyonu	8
Şekil 2.7. Glikoz molekülü	20
Şekil 2.8. F-18 ile işaretlenmiş Glikoz FDG (Fluorodeoxiglukoz) molekülü	20
Şekil 2.9. [18F]FDG'nin hücrede davranışı	21
Şekil 2.10. Siklotron	22
Şekil 2.11. Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Bölümü PET/BT merkezi	24
Şekil 2.12. FDG taşıma zırhlı çanta	25
Şekil 2.13. Çeker Ocak	25
Şekil 2.14. Doz Kalibratörü	26
Şekil 2.15. Doz kalibratörüne ait digital ekran	26
Şekil 2.16. Vialin zırhladığı kurşun kılıf	26
Şekil 2.17. Alan monitörü	27
Şekil 2.18. Kurşun enjektör kılıfı	27
Şekil 2.19. Kurşun Kap	27
Şekil 2.20. Kurşun enjeksiyon arabası	28
Şekil 3.1. TLD (Termolüminesans Dozimetre) çipler	29

ŞEKİL LİSTESİ (Devam)

	<u>SAYFA</u>
Şekil 3.2. Tavlanan TLD' ler için saklama kabı	30
Şekil 3.3. Lineer Hızlandırıcı (ElektaSynergy Platform marka model)	30
Şekil 3.4. Doku eşdeğeri buildup malzeme	31
Şekil 3.5. Dozimetreleri ışınlamak üzere hazırlanmış olan düzenek	31
Şekil 3.6. TLD' lerin ışınlanma düzeninin şematik gösterimi	32
Şekil 3.7. "Harshaw 3500" TLD okuyucu	34
Şekil 3.8. Wideröe lineer hızlandırıcısı	35
Şekil 3.9. Teşhis amaçlı Linac	36
Şekil 3.10. TLD ışınlayıcı (THERMO 2210)	36
Şekil 3.11. WinReims yazılımında ECC hesaplama ekranı	39
Şekil 3.12. TLD' lerin tesis içinde konumlandırılması	40
Şekil 3.13. PET tesisinde bulunan operatör odası ve görüntüleme odası arasındaki zırhlı pencere ve duvara dozimetrelerin yerleşimi	41
Şekil 4.1. TLD-100 dozimetresinin örnek ışıma eğrileri	42

TABLO LİSTESİ

	<u>SAYFA</u>
Tablo 2.1. PET' de yaygın olarak kullanılan sintilasyon kristallerinin fiziksel özellikleri	3
Tablo 2.2. Radyasyon çalışanlarının ışınlaması sonucu oluşabilecek hasarın nitelikleri	13
Tablo 2.3. Kişilerin ışınlaması sonucu oluşabilecek hasarın nitelikleri	13
Tablo 2.4. Radyasyon çalışanları ve kişiler için doz sınırları	14
Tablo 2.5. Yaygın olarak kullanılan PET radyonüklidlerinin fiziksel özellikleri	17
Tablo 2.6. Yaygın olarak kullanılan PET radyonüklidleri için etkin doz eşdeğer doz hızı sabitleri	18
Tablo 2.7. F-18' in rapor edilmiş maruziyet ve doz hızı sabitleri	19
Tablo 2.8. PET' de kullanılan radyofarmasötikler	20
Tablo 4.1. TLD-100 dozimetreleri kullanılarak PET ünitesinde 100 hasta için farklı alanlarda elde edilen 1. ölçüm sonuçları	43
Tablo 4.2. TLD-100 dozimetreleri kullanılarak PET ünitesinde 100 hasta için farklı alanlarda elde edilen 2. ölçüm sonuçları	44
Tablo 4.3. TLD-100 dozimetreleri kullanılarak PET ünitesinde 100 hasta için farklı alanlarda elde edilen 3. ölçüm sonuçları	45
Tablo 4.4. 3 ölçümün ortalamasına ait sonuçlar	46
Tablo 4.5. Çalışmada personellerin almış oldukları aylık ve yıllık doz miktarları	47

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim ile birlikte bütün fizik eğitimim boyunca sonsuz emeği geçen, tezimin hazırlanma ve yürütülmesinin her sürecinde bilgi ve görüşlerinden yararlandığım ve en önemlisi bu mesleği sevgiyle yapmamı sağlayan, değerli danışman hocam Prof. Dr. F.Serap EREEŞ'e;

Bu tezin gerçekleştirilmesinde, başlangıcından sonuna kadar, gerekli bütün yardım, tavsiye ve yönlendirmeleri yapan, karşılaştığım problemlerin çözümünde deneyimlerinden yararlandığım sayın ikinci tez danışman hocam Prof. Dr. Turgay KARALI' ya;

Çalışma süresince desteklerini esirgemeyen Sayın Bölüm Başkanımız Prof. Dr. İsmail MARAŞ' a;

Bu çalışmamın her sürecinde desteklerini esirgemeyen sevgili hocalarım Prof. Dr. Elvan SAYIT BİLGİN ve Doç. Dr. Gül GÜMÜŞER'e;

Çalışma boyunca her koşulda daima yanımda olan, bilgi ve tecrübelerini sabırla paylaşan, ilerlediğim çizgide yol göstericim olan manevi ablam ve aynı zamanda hocam Dr. Yasemin PARLAK'a;

Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü' nde aldığım ölçümler boyunca yardımlarını, sabrını ve güler yüzünü asla eksik etmeyen hocam Dr. Elçin EKDAL' a;

Kalibrasyon işlemleri esnasında yardımlarını esirgemeyen Manisa Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi fizikçisi Sayın Nedret COŞKUN' a;

Çalışma boyunca ölçümlerin alınması esnasında ki tüm zorluklara benimle birlikte sabrını esirgemedi katlanan çalışma arkadaşım Emrah ŞİMŞEK' e ve diğer tüm çalışma arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.

Bugün bu eğitimi almamdaki en büyük destekçim Sayın Ahmet KAYNAR ve doğduğum günden bu yana şartlar ne olursa olsun her koşulda yanımda olan, gerek maddi gerekse manevi desteğini hiçbir zaman üzerimden çekmeyen, sevgileri ve sabırlarıyla daima yanımda olan aileme;

Sevgilerimle...

ÖZET**PET/BT MERKEZİNDE RADYASYON DÜZEYLERİNİN ÖLÇÜLMESİ VE PERSONEL GÜVENLİĞİ****GÖKSOY, DİDEM**

Yüksek Lisans Tezi, Nükleer Fizik Anabilim Dalı

Tez Yöneticisi: Prof. Dr. F. Serap EREEŞ

Haziran 2013

Çalışmada Celal Bayar Üniversitesi Hastanesi PET/BT (Pozitron Emisyon Tomografi/Bilgisayarlı Tomografi) merkezinde personelin aldığı radyasyon dozunun TLD (termolüminesans dozimetre TLD-100) ve ED (elektronik dozimetre) kullanılarak belirlenmesi hedeflenmiştir. PET/BT merkezinde çalışan personelin tüm vücut, göz, tiroid ve en fazla radyasyona maruz kalan el dozları TLD-100 ile ayrı ayrı ölçülmüştür. Personellerin yaptığı rutin işler F-18 FDG (Florodeoksiglukoz) hazırlama (hasta dozu ayarlama ve hasta dozu taşıma), FDG enjeksiyonu, hasta görüntüleme olarak sınıflandırılmıştır. Uygulamalar gerçekleştirilirken geçen süreler kaydedilmiştir. Bu işlemlerin her biri için tüm vücut, göz, tiroid ve ellere TLD' ler yerleştirilmiştir. Dozimetreler kullanılmadan önce 400°C'de 1 saat ve 100°C'de 2 saat olacak şekilde tavlansmıştır. Harshaw 3500 TLD okuyucu sisteminde 10°C/s ısıtma hızı kullanılarak 50 – 300 °C arasında dozimetrelerin termolüminesans ışıma eğrileri kaydedilerek radyasyon dozları belirlenmiştir. Aynı zamanda BT (Bilgisayarlı Tomografi)'den kaynaklanan saçılmış radyasyon dozlarını tespit edebilmek için BT odasında hastadan 0.25. 0.5, 1.00m mesafelere TL dozimetreler yerleştirilmiştir. Böylelikle çalışan personelin aldığı aylık ve yıllık alınan radyasyon dozları belirlenmiştir.

Çalışmada elde edilen sonuçlardan en yüksek aylık radyasyon dozlarının radyoaktif maddeyle en uzun ve en yakın teması olan ellere ait olduğu tespit edilmiştir. Enjeksiyon yapan personelin sağ elinin doz miktarı 1.7 mGy ve sol elin doz miktarı 2.36 mGy olarak hesaplanmıştır. Aynı şekilde laborantın sağ elinin doz miktarı 8.8 mGy ve sol elinin doz miktarı 6.04 mGy olarak belirlenmiştir. Benzer şekilde en düşük aylık radyasyon dozları laboratuvar tüm vücut dozu 0.29 mGy, enjeksiyon tiroid dozu 0.32 mGy ve laboratuvar tiroid dozu 0.36 mGy olarak belirlenmiştir.

Anahtar sözcükler: TLD, Dozimetri, PET/BT, Radyasyon Güvenliği

ABSTRACT**MEASUREMENT OF RADIATION LEVELS AND STAFF SAFETY IN THE PET/CT CENTRE****GÖKSOY, Didem****Supervisor:** Prof. Dr. F. Serap EREEŞ

June 2013

In this study, the aim was to determine the radiation doses received by staff in Celal Bayar University Hospital PET-CT (Positron Emission Tomography/Computed Tomography) using TLD (thermoluminescent dosimeter-TLD100) and ED (electronic dosimeter). Doses of all bodies, eyes, thyroids and hands (hand is the most exposed to radiation) of each staff was measured using TLD100. The routine works of the staff are classified as preparing FDG (setting patient dose and carrying patient dose), injection of F-18 FDG (Fluorodeoxyglucose) and monitoring patient. Elapsed time in each process was registered. For each of these process, calibrated TLDs is placed to all body, eye, thyroid and fingers of the staff. Dosimeters were annealed for 1 hour at 400 °C and 2 hours at 100°C before use. TL glow curves of the dosimeters were registered from 50 to 350 ° C with a heating rate of 2°C/s in Harshaw TLD 3500 reader, and the radiation doses were calculated. In addition, TLD dosimeters were placed to distances of 0.25, 0.5, 1.00 m from patients in order to assess the scattered radiation doses resulted from CT (Computed Tomography) room. In this case, the monthly and annual radiation doses received by the personnel were determined.

Results obtained from the current study were showed that the highest radiation doses were received by the hands of the personnel who were exposed the radiation for longest time. The doses received by the right and left hands of the personnel applying injection were assessed to be 1.7 mGy and 2.36 mGy, respectively. Similarly, the dose received by the right and left hands of technician were measured as 8.8 mGy and 6.04 mGy, respectively. The lowest radiation doses were determined as 0.29mGy for all body, 0.32 mGy for thyroid during injection and 0.36 mGy for thyroid while in the laboratory.

Key words: TLD, Dosimetry, PET/CT, Radiation Safety

1. GİRİŞ

Pozitron Emisyon Tomografi / Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT), insan vücudundaki organlar ve metabolizmaların görüntülenmesini sağlayan 3 boyutlu bir radyoizotop görüntüleme tekniğidir. Kullanılan radyofarmasötikler ve görüntüleme tekniği açısından diğer Nükleer Tıp uygulamalarından daha farklıdır (Demir ve diğerleri, 2009; Demir ve diğerleri, 2010). Görüntüleme ilkesi olarak pozitronun-elektron yok olma olayı sonucunda ortaya çıkan iki adet 511 KeV enerjili yok olma fotonun eş zamanlı deteksiyonu kullanılmaktadır (Demir ve diğerleri, 2009). Uygulamada C-11, N-13, O-15, F-18 gibi pozitron yayınlayan radyoizotopların glikoz molekülü ile birleştirilmesi sonucu elde edilen radyofarmasötik (örneğin; F-18-FDG) hastaya damar yolu ile verilir. Vücuttaki anormal yapılarda biriken bu radyofarmasötikten elde edilen 511 KeV fotonları PET cihazında algılanarak bilgisayarda vücudun 3-boyutlu görüntüsü elde edilmektedir. PET/BT ünitelerinde görev alan personelin radyasyon maruziyeti rutin Nükleer Tıp uygulamalarında görev alan personele kıyasla daha yüksektir (Chiesa et al, 1997). PET/BT merkezlerinde radyasyon maruziyet kaynakları; FDG hazırlama, FDG dağıtımı, hasta dozu uygulanması, enjeksiyondan sonra hasta pozisyonlama, PET ünitesinden dışarı çıkarma ve kamera altından kaldırma, dekontaminasyon, atıklar (Svegborn et al, 2010), Bilgisayarlı Tomografi (BT)' den kaynaklanan X-ışınları şeklinde sıralanabilir. Bilgisayarlı Tomografi uygulamalarında hasta dozlarını etkileyen faktörler, Tüp akımı, Tüp voltajı, Çekim süresi, Kesit kalınlığı, Alan boyutu, Pitch değerleridir (Sorenson et al, 2006). Bu yüzden bu tür medikal uygulamalarda kişisel dozimetre kullanımı, maruz kalınan radyasyon dozunun belirlenmesi ve müsaade edilen doz sınırlarına uyumluluğunun tespiti için çok önemlidir. ICRP (International Commission Radiation Protection), radyasyonla çalışan personel için mesleki ışınlamada alınacak olan dozları beş yılın ortalaması 20mSv ve yıllık dozun, izin verilen düzeyin 3/10'unu aşma olasılığı bulunan durumlarda görev yapan kişilerin, kişisel dozimetre kullanmasının zorunlu olduğunu bildirmiştir (Sturm et al, 1990; Ho et al, 2002). İyonlaştırıcı radyasyonla çalışan her personel bu amaçla çeşitli film, elektronik ve kalem dozimetreler ile yüzük ve yaka tipi termolüminesans dozimetreler (TLD) kullanmaktadır. Yapılan çalışmalara bakıldığında, LiF termolüminesans dozimetreler medikal uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır (Deloar et al, 1998; Huang et al, 2009; Svegborn et al, 2010; Gonzalez et al, 1999; Buls et al, 2003; Guillet, 2005). Bu dozimetreler çalışan personelin tüm vücudunda farklı birçok bölgeye ve çevresel maruziyetleri değerlendirmek için PET/BT odasına farklı noktalara yerleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar müsaade edilen radyasyon dozu ile karşılaştırılmaktadır.

Pozitron Emisyon Tomografi / Bilgisayarlı Tomografi ünitelerinde genellikle eksternal ışınlamaya maruz kalınır. Radyasyon dozunun yenmesi/yutulması ile oluşabilecek kontaminasyonların meydana gelmesi düşüktür. İnternal ışınlama ise genellikle basit tedbirler ile önlenabilir. İnternal radyasyon ihmal edilebilir olarak kabul edilmiştir ve bütün çalışmalarda önemsiz sayılmıştır (Ho et al, 2002). ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre maruz kalınacak radyasyonun mümkün olduğunca en düşük düzeyde tutulması için gerekli koruyucu

alışmalar yapılmalı ve radyoaktif maddelerin hazırlanmasından hasta merkezden ayrılana dek radyasyondan korunma kurallarına uyulmalı ve radyasyon güvenliği ile ilgili olarak alınması gereken önlemlerden (personel dozları makul seviyelerde olsa bile) taviz verilmemelidir. Sürekli radyasyon doz ölçümleri ile uygulamanın sağlıklı devam edip etmediği kontrol edilmeli ve gerekirse uygulanan yöntem gözden getirilmelidir (Smart et al, 2004).

Radyasyon korunması amacıyla kurşun önlük, gzlk, eldiven vb. bir takım materyaller kullanılır. Fakat yeterli değildir. Radyasyonla alışan şahışların doz izlemesinin yapılması gereklidir. Radyasyon güvenliği yönetmeliğine göre radyasyonla çalışanların efektif doz sınırı her bir yıl için 20mSv olarak belirlenmiştir (Ho et al, 2002). Nükleer Tıp bölümlerinde çalışan personellerin bu sınırlar aşmadıklarını görmek için radyasyon doz izleme programlarında kişisel doz ölçüm cihazları cep dozimetreler, termolüminesans dozimetreler (TLD) kullanılmaktadır (Ho et al, 2002).

Bu tez çalışmasında Celal Bayar Üniversitesi PET/BT uygulamalarında iyonize radyasyonla çalışan personelin aldığı radyasyon dozunun TLD ve elektronik dozimetre (ED) kullanılarak belirlenmesi, PET/BT görüntüleme odasında BT ekimi esnasında belirli mesafelerden Geiger-Müller yardımı ile doz hızı ölçümleri hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

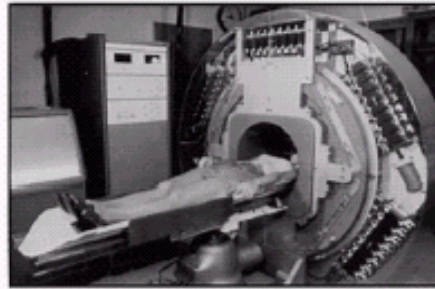
2.1 Pozitron Emisyon Tomografi / Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT)

Pozitron Emisyon Tomografi ve Bilgisayarlı Tomografi; PET ve BT cihazlarının birleşmesi ile oluşan hibrid bir görüntüleme yöntemidir. PET, verilen radyofarmosötik ile vücudun fonksiyonu hakkında bilgi toplarken, BT vücuttaki normal ve patolojik dokuların anatomik detayını vermektedir. Her iki cihazın birleşmesi ile elde edilen veriler, iki cihazın toplamı değil verilerin çarpımı gibidir (Savaş R., 2010).

Pozitron Emisyon Tomografisi; Nükleer Tıp görüntüleme yöntemlerinin içinde en gelişmiş olanıdır. Pek çok hastalığın fizyopatolojisinin anlaşılmasına PET ile yapılan çalışmalar büyük katkılar sağlamıştır. Eski yıllarda pahalı bir teknik olduğu için kullanımı belirli araştırma merkezleriyle sınırlı olmasına rağmen son yıllarda maliyette belirgin azalma ile beraber klinik kullanımı hızla artmakta ve bulunduğu merkez sayısı da çoğalmaktadır. Diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak metabolik, fonksiyonel bilgi sağlaması en önemli özelliğidir. İlk Pozitron Emisyon Tomografisi cihazı 1973 yılında A.B.D'de kullanılmıştır ve ilk prototip cihazlarda yapılan yenilikler ile günümüzün ileri PET cihazları geliştirilmiştir (Uğur Ö., 2004).

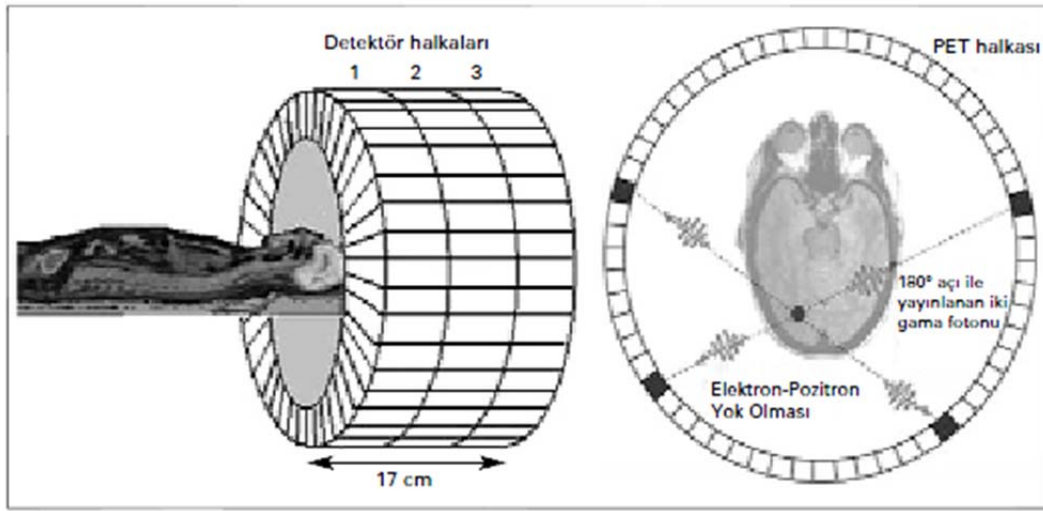
2.2 PET' in Yapısı ve Özellikleri

Yetmişli yılların başlarında Hounsfield ve arkadaşları ilk BT görüntüsünü elde etmeyi başardılar. Yine bu dönemlerde pozitron-elektron yok olmasından kaynaklanan 511 keV fotonlarının kullanımı ile bir nesnenin 3-boyutlu bir görüntüsünün elde edilebilmesi fikri ortaya çıkınca, çeşitli pozitron emisyon tomografi cihazı denemeleri yapıldı ve günümüzde bilinen PET prensiplerinin temeli Phelps ve Hoffman' ın 1974'lerin sonlarında insan çalışmaları için 48 NaI(Tl) dedektörden oluşan hegzagonal PET III'ü (Şekil 2.1.) geliştirmeleri ile atılmış oldu (Phelps et al, 1975).



Şekil 2.1.Hegzagonal PET III

Pozitron emisyonu ile bozulan radyonüklidlerden elde edilen pozitronun, ortamdaki bir elektronla birleşerek yok olması ile ortaya çıkan iki adet 511 KeV'lik yok olma fotonunun eşzamanlı deteksiyonu prensibine dayanan bir sistemdir. Böylece karşılıklı olarak etkileşim halinde bulunan dedektörlerden iki tanesi belli bir zaman aralığı içinde gama fotonu alırsa sistem bir adet sayım kaydetmektedir. Bu şekilde dairesel olarak yerleştirilen sintilatör kristalleri vücudun çeşitli bölgelerinde toplanan radyoizotoplardan elde edilen farklı yoğunlukta ki 511 keV'lik gamma fotonlarının hasta içindeki orijinlerini bilgisayar sistemine kayıt eder. Şekil 2.2.'de halka şeklinde dizili PET blok dedektörleri görmekteyiz. Daha sonra yeniden yapılandırma işlemi ile bu sayısal veriler görüntüye çevrilmektedir (Demir ve diğerleri, 2009).



Şekil 2.2. Üç sıra halka şeklinde dizili PET blok dedektörleri ve hastanın görüntülenme pozisyonu.

PET'de gama kameralardaki gibi fiziksel bir kolimatör bulunmamakta ve kolimasyon işlemi elektronik olarak yapılmaktadır. Bundan dolayı kolimatörlerden kaynaklanan saçılmalar yok edilerek görüntü kalitesini arttırılmakta, böylece gama kameralarda 10-15 mm olan uzaysal rezolüsyon PET'de 4-5 mm'ye kadar inmektedir. Birçok klinik uygulamada PET gama kameralara göre önemli üstünlükler taşımaktadır. Elde edilen görüntülerle birçok kanser türünün saptaması yapılabilirken, bazı organlardaki fonksiyon kayıpları ve değişimlerinin tespiti ile birçok hastalıkta erken evrelerde saptanabilmektedir (Demir ve diğerleri, 2009). Ayrıca, PET cihazında atenüasyon düzeltme için kullanılan radyoaktif germanyum kaynağının yerine PET-BT'de x-ışını kullanılması da çekim süresini azaltmaktadır (Krasin et al, 2004 ve Uğur Ö., 2004).

PET/BT' nin temel prensiplerinde bir değişiklik olmamakla beraber son zamanlarda özellikle PET sintilasyon kristallerinin etkinliği açısından çok önemli ilerlemeler kaydedilmiştir

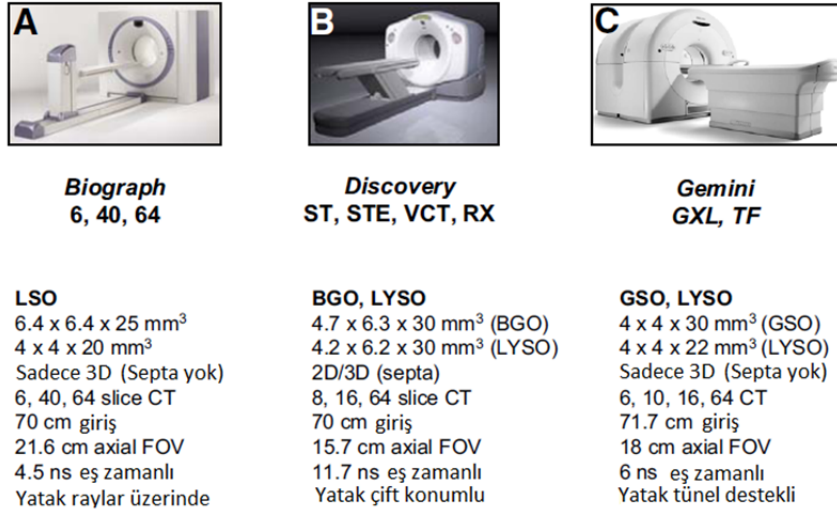
(Humm et al, 2003). Tablo 2.1.' de PET dedektörlerine ait bazı kristal tiplerinin özellikleri verilmiştir.

Tablo 2.1. PET' de yaygın olarak kullanılan sintilasyon kristallerinin fiziksel özellikleri

PET dedektörlerinde yaygın olarak kullanılan bazı kristallerin fiziksel özellikleri						
Özellik	Amaç	Nal(Tl)	BGO Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	GSO Gd ₂ SiO ₅ :Ce	LSO Lu ₂ SiO ₅ :Ce	LuYAP Lu _{0.7} Y _{0.3} AP:Ce
Yoğunluk (g/cm ³)	Yüksek γ -ışın deteksiyon verimi	3.67	7.13	6.71	7.40	7.10
Efektif atom no.	Yüksek γ -ışın deteksiyon verimi	51	74	59	66	61.3
Decay zamanı (nsn)	İyi koinstens zamanlaması	230	300	60	40	30
Kırılma indisi	Işığın kristalden PMT'ye iyi geçişi	1.85	2.15	1.85	1.82	1.95
Emisyon dalga boyu (nm)	PMT cevabı için iyi bir eşleşme	410	480	430	420	365
Rölatif ışık verim % Nal(Tl) olarak	Yüksek sayım verimi	100	15	30	75	15
Foton / MeV	Yüksek sayım verimi	38000	8200	10000	28000	6000-8000
662 keV'de enerji rezolüsyonu (%)	Yüksek görüntü kalitesi	7	10	9	9	8
Sağlamlık	Daha küçük boyutlu kristal üretimi	Hayır	Evet	Hayır	Evet	Evet
Hidroscobiklik	Basit paketlenme	Evet	Hayır	Hayır	Hayır	Hayır

Tablo 2.1.' de PET' de yaygın olarak kullanılan sintilasyon kristallerinin bazı fiziksel özellikleri verilmiştir. Kısa decay time (40 nsn), yüksek foton verimi (25000 foton/ MeV), yüksek atom numarası (66), yüksek yoğunluk (7.4 cm³/gr) gibi iyi özellikleri LSO kristallerini 511 keV yok olma fotonlarının deteksiyonu için ideal sintilasyon kristali yapmaktadır. Bu nedenle son dönemlerde üretilen birçok PET cihazında LSO kristalleri tercih edilmektedir (Melcher C.L., 2000). Öte yandan bu günlerde LuYAP:Ce gibi Seryum karışumlu orto-aliminyumınatların kullanımıyla daha kısa decay time' ı çeşitli sintilasyon kristalleri üretilmeye başlanmış ve bunların PET dedektörlerinde kullanılma çalışmaları da devam etmektedir (Demir ve diğerleri, 2009).

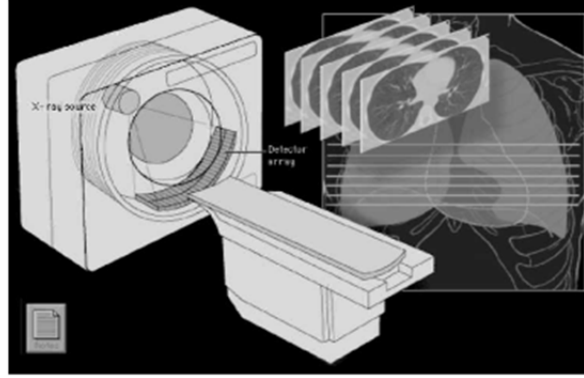
PET/BT cihazlarının tamamında sistemsel işleyiş aynı olsada, farklı üreticilerin tasarımlarının göstermiş olduğu farklılıklar Şekil 2.3.' te sergilenmektedir.



Şekil 2.3. Büyük üreticileri tıbbi görüntüleme ekipmanlarından güncel 3 PET/BT tarayıcı tasarımı: (A) Siemens BiographTruePoint, (B) Ge Healthcare Discovery dizisi ve (C) Philips Gemini serisi (David W., 2008).

2.3 BT' nin Yapısı ve Özellikleri

Bu cihaz X-ışın cihazlarının en gelişmişidir. Bu cihaz ile hekimler Manyetik Rezonans (MR) cihazında olduğu gibi vücudun belli bir bölgesinin kesit görüntüsünü çıkarabilme yeteneğine sahip olmuşlardır. Cihaz diğer röntgen cihazları gibi bir X-ışını tüpüne sahiptir. Ancak bu cihazın sabit bir tüp yapısı yerine, hareketli bir gantry üzerine monte edilmiş bir tüp yapısı vardır. Bu gantry sürekli ve belirli bir hızda dönerek şüpheli vücut bölgesinin üzerini taramış olur. Bu tarama; X-ışını dedektörüne gelen veriler doğrultusunda görüntü işleme bilgisayarlarıyla BT görüntüleri oluşturur. Oluşturulan bu görüntü MR görüntülerine oldukça benzemektedir (Şekil 2.4.).



Şekil 2.4. BT cihazı ve akciğer kesit görüntüsü örnekleri (Sosar z., 2010).

BT cihazının etkili olduğu dokuları ve vücut bölgelerini incelediğimizde daha çok yapısı ve çalışma prensibi itibarıyla kemikli dokuların incelenmesinde, yumuşak dokularinkine oranla daha başarılıdır. Bilgisayarlı tomografi cihazı; vücudun herhangi bir bölgesinin kesit görüntüsünü oluşturma kabiliyetine sahip bir cihazdır. Bu cihaz görüntülerini oluşturmada konvansiyonel X-ışını cihazlarda rastladığımız X-ışını tüplerinin bir benzerini kullanır. Ancak diğer X-ışını cihazlarının aksine bu cihazın sürekli dönmekte olan bir gantriye bağlıdır. Sürekli dönen bu tüp ve tam karşısına yerleştirilmiş dedektör vasıtasıyla cihaz her açıdan organın görüntülerini alarak bunları bilgisayarda işler ve görüntüsü istenen organın kesit görüntüsünü oluşturmuş olur.

Konvansiyonel X-ışını cihazlarından sonra BT cihazının bulunması modern tıpta ve radyolojide büyük bir devrim yaratmış ve insanoğluna kansere karşı bir adım daha öne çıkabilme avantajı sunmuştur. BT cihazı bu bölümde genel bir kapsamda açıklanacak ve cihazın temellerine değinilecektir. Daha sonra ise BT üzerinde durulacaktır. Aynı zamanda BT 'nin tıpta ne konumda olduğu, avantaj ve dezavantajları üzerinde durulup, başarılı olduğu lezyonlar hakkında bilgi verilecektir (Sosar Z., 2012).

Bilgisayarlı Tomografi cihazını incelediğimizde cihazın MR cihazında olduğu gibi üç ana kısımdan oluştuğunu görmekteyiz. Bu üç ana kısmı maddeler halinde sıraladığımızda;

- Gantry
- Kabinetler
- Görüntü İşleme ve Operatör Bilgisayarları

Bilgisayarlı tomografi cihazının ilk ve en önemli bileşeni olan gantry; basit olarak ifade edilirse dönen bir halkadır. Gantry; halka şeklinde bir geometriye sahiptir. Bu halkanın bir ucunda gelişmiş ve yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü, tam zıt ucunda da bu X-ışın tüpünden gelen ışınları algılayabilecek bir dedektör bulunur. Gantry belirli bir hızla dönerek ve belirli periyotlarla ışın göndererek; dedektörden sinyalleri alır ve görüntülerini oluşturmak üzere kabinetlere gönderir.

BT cihazının ikinci bileşeni olan kabinetler, gantry'nin devir daim sürekliliğini sağlayan komponentleri taşırlar, bunun yanında görüntü bilgisayarı ile gantry'nin veri akışı için ara yüzü oluşturur. Kabinetlerde gantry'nin hareketi ve çalışma periyodu için kontrol kartları, BT cihazına güç sağlayan kaynakların kontrol kartları bulunur.

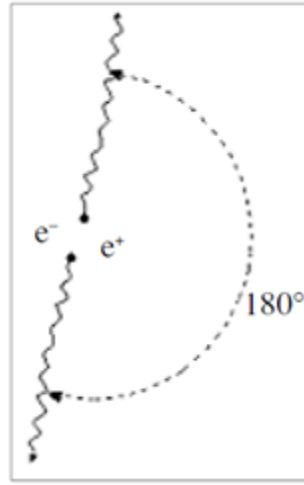
Cihazın üçüncü ve son bileşeni ise Görüntü İşlem ve Operatör Bilgisayarlarıdır. BT cihazında bulunan bilgisayar sayısı dörttür. Bu bilgisayarlar BT cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidir. BT cihazının ürettiği verileri görünür ve elle tutulur hale getiren parçalarlardır. Cihazın dedektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla Görüntü İşlem Bilgisayarına gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen bu sinyalleri yorumlar. Yorumlanan bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan Operatör Bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da seanslar tekrarlanabilir (Ünal D., 2008 ve Sosar Z., 2012).

2.4 PET' in Çalışma Prensipleri

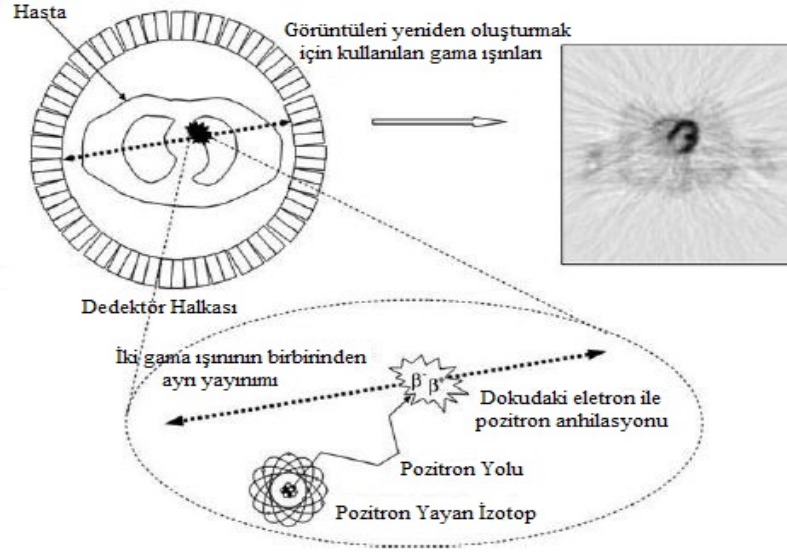
PET görüntülemenin, Single Photon Emission Computerized Tomography (SPECT) görüntülemeden farkları incelenirse; PET cihazının SPECT cihazının aksine geniş bir vücut bölgesini görüntülemek yerine dar bir bölgenin görüntüsünü oluşturur. Ancak oluşturduğu bu görüntü, SPECT cihazının görüntülediği rezolüsyondan çok daha yüksek değerlere ulaşır. Hatırlanacağı üzere SPECT görüntüleri genellikle damarlar, ana arterler ve onlara çok yakın olan dokuların fizyolojisini görüntüleyebilme kabiliyetine sahipken; PET cihazı doğrudan organa verilen radyoizotop vasıtasıyla organın Tomografik görüntülerinin oluşturulmasını sağlar. Yapı itibarıyla de SPECT sisteminde bir ya da iki adet geniş dedektörler bulunmakta iken, PET sisteminin küçük boyutlu bir dizi halinde halka şeklinde dizilmiş daha küçük boyutlu dedektörler bulunur. Bu dedektörlerin her biri aldığı pozitron ışımalarından görüntü sinyallerini oluşturarak ana sisteme iletir ve bu sayede PET çıktısı elde edilmiş olur. PET sistemi ile elde edilebilecek hastalık bilgileri arasında Alzheimer ve sara gibi hastalıklar da vardır. PET görüntüsünün bir diğer avantajı ise dokunun kesitler halinde görüntülenebilmesidir. Bu sayede bir organın neredeyse tamamının radyoizotop etkisi altında davranışını görüntüleyebilme kabiliyetine sahiptir. Bu durum SPECT sisteminde gözlemlenemez, ancak SPECT sisteminin bu dezavantajına rağmen modern tıbbi hizmet etmesinin en büyük nedeni, tüm vücut ya da vücudun büyük bir bölümünün görüntüsünü elde de PET'ten daha yüksek başarımla sahip olmasıdır (Ünal D., 2008).

Pozitron emisyonunun da ortaya çıkan iki foton eş zamanlı olarak yayınlanmaktadır. Bu fotonların eş zamanlı deteksiyonu PET'de görüntülemenin temel prensibini oluşturmaktadır. PET, çok kısa bir zaman farklılığı (koinsidens zamanlama penceresi= 6-12 nsn) içinde aynı yok olma olayından kaynaklanan yok olma fotonlarını algılamak için dairesel olarak yerleştirilmiş birçok dedektörden oluşmuştur. Görüntülenmesi istenilen nesnenin farklı bölgelerinde oluşan 511 keV enerjili foton çiftleri halka şeklinde konumlandırılmış bu dedektörler tarafından algılandıktan sonra, bu verilerden yararlanılarak bilgisayar aracılığı ile nesnenin 3-boyutlu görüntüsü yaratılmaktadır. Burada önemli olan nokta 180° zıt yönde yerleştirilmiş olan dedektörlere gelen fotonların aynı yok olma olayından kaynaklandığının doğru tespit edilmesidir (Şekil 2.5.).

Şekil 2.5. Pozitron-elektronun yok olma olayı. Nükleer dönüşüm sonucu ortaya çıkan pozitron, yok olmadan önce madde içinde (enerjisine bağlı olarak) 2-7 mm kadar yol alır ve ortamda elektronla etkileşerek yok olur. Yok-olma sonucunda birbirine eşit enerjide (511 KeV) ve $180^\circ \pm 0.25$ açıyla zıt yönde iki tane foton yok-olma fotonu oluşur. (Demir ve diğerleri, 2009)



Aynı yok olma olayından kaynaklanan iki 511 keV enerjili yok olma fotonunun, herhangi iki dedektör tarafından aynı zaman penceresi içinde algılanmasına çakışma olayı (koinsidens) denilmektedir. Bu durumda sistem bir adet sayım kaydetmektedir (Şekil 2.6.).



Şekil 2.6. Gama fotonlarının eş zamanlı dedeksiyonu

Yok-olma fotonların doku dışına çıkarken yolları üzerindeki atomlarla etkileşimleri durumunda doğrusal yörüngelerinden saparlar ve enerji kaybedebilirler. Ya da bu fotonların üst üste binmeleri ile 511 keV'den daha yüksek enerjili fotonlar ortaya çıkabilir. Bu durumda 250-650 keV gibi bir aralıktaki tüm fotonlar gerçek koincidens olarak algılanabilirler. Bunlar da görüntü rezolüsyonunu bozarlar. Öte yandan koincidens kaydı için tam olarak eş zamanlı deteksiyonu aranmaz. Bunun yerine 6-12 ns gibi çok kısa zaman aralığında koincidens kaydına izin verilir.

2.5 PET/BT' nin Kullanım Alanları

Onkolojik görüntülemenin vazgeçilmez unsuru haline gelen F-18 izotopu ile işaretlenmiş FDG (fluorodeoksiglukoz) ile yapılan Pozitron Emisyon Tomografi (PET) çalışmaları malign tümörlerin evrenmesi, yeniden evrenmesi ve tedaviye verdiği yanıtın belirlenmesinde başarıyla kullanılmaktadır (Sönmezoğlu K., 2010).

En çok kullanım endikasyonu olan onkoloji olgularında endikasyonlar çok geniş ve kişiden kişiye değişebilir. Tanı amaçlı PET/BT çekimi diğer yöntemlerle tespit edilen malignite şüpheli kitlelerde metabolik karakterizasyon amacıyla kullanılır. Evreleme, kanser tanısı almış hastalarda hastalığın yaygınlığının belirlenmesini ifade eder. PET/BT ile kanserin vücuttaki dağılımını göstermek genellikle hastada kemoterapi (KT) ve/veya radyoterapi (RT) tedavilerine başlanmamış olması gereklidir. Evreleme amaçlı PET/BT endikasyonu olan ve RT uygulanması düşünülen tüm tümörlerde aynı zamanda RT planlama endikasyonu ile de PET/BT uygulanabilir. Yeniden evreleme, kanserin ilk tedaviden sonraki takip aşamasında herhangi bir nüks (rekürrens) saptanması veya rekürrens lehine bulgular olması durumunda başka

metastazların olup olmadığını araştırmaya ya da hastalığın yaygınlığını göstermeye yönelik bir ifadedir.

PET/BT endikasyonları yukarıdaki endikasyonlarla sınırlı değildir. Örneğin tedavi edilemeyen yüksek ateş olgularında odağın yerinin belirlenmesi, vaskülit sendromlarında tutulan damarın yerinin ve aktivasyon kriterinin belirlenmesi, aterosklerotik plakların özellikle vulnerable plakların yerinin ve varlığının tespiti, paraneoplastik sendromlar ve ailede yüksek kanser riski olan olgularda erken tanı için tarama amaçlı kullanılabilir.

Beyin amaçlı PET/BT endikasyonu; beyin tümörlerinde diğer yöntemlerle tanı konulamayan kitle lezyonlarının karakterizasyonu, radyasyon nekrozu-rekürren/rezidiv tümör ayrımı, kognitif bozukluklar, Alzheimer hastalığının erken evresinde tanı, Alzheimer Hastalığı tanısının doğrulanması ve diğer demanslardan ayırıcı tanısında, cerrahi yapılması planlanan dirençli epilepsi hastalarında odağın yerinin belirlenmesi amacıyla kullanılır.

Kalp için yapılan PET/BT ise miyokard dokusunun canlılığını saptama amaçlıdır. Miyokard perfüzyonu SPECT ile tanı koyulamayan veya şüpheli sonuç alınan hastalarda infarkt dokusunda miyokard canlılığının belirlenmesi ya da revaskülarizasyon ya da transplant öncesi miyokard canlılığının tayini için kullanılır (Savaş R., 2010).

2.6 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Radyasyon içeren herhangi bir uygulamanın fayda ve riskleri konusunda radyasyonun kullanımıyla ilgili bilgilendirmeye dayanan karar alınması ve risklerin en aza indirilmesi gerekir. İyonlaştırıcı radyasyonun ve radyoaktif maddelerin keşfi, tıpta tanı ve tedavide çarpıcı ilerlemelere önderlik etmiş ve endüstri, tarım ve araştırma alanlarında yaygın biçimde kullanımını sağlamıştır. Buna karşılık, iyonlaştırıcı radyasyon insana zarar verebileceği için, kişiler gereksiz ya da gereğinden fazla radyasyon ışınlamasından korunmalıdır. Böylece kontrol edilebilir durumlarda, kişilerin radyasyon ile ışınlamalarında göz önüne alınan fayda ve risk arasındaki dengenin dikkatli bir şekilde oluşturulması gerekir (TAEK, 2009).

İyonlaştırıcı radyasyonun bir canlıda biyolojik bir hasar yaratabilmesi için radyasyon enerjisinin hücre tarafından soğurulması gerekir. Bu soğurma sonucu hedef moleküllerde iyonlaşmalar ve uyarılmalar meydana gelir. Daha sonra ortaya çıkabilecek biyolojik hasarların başlatıcı olayları olan bu iyonlaşmalar, hücrenin genetik bilgilerini taşıyan DNA zincirlerinde kırılma ve hücre içerisinde kimyasal toksinlerin üremesine neden olabilir. Kırılmaların hemen ardından bir onarım faaliyeti başlar. Hasar çok büyük değilse DNA da meydana gelen kırılmalar

onarılabilir. Ancak bu onarım esnasında da hatalar oluşabilir ve yanlış şifre bilgileri içeren kromozomlar meydana gelebilir (Köklü N., 2006; Leslie et al, 2003; Togay Y.E., 2002; Öğüş ve diğerleri, 2003).

2.6.1 Radyasyonun Olumlu Etkileri

Radyasyon bir moleküle isabet edince; onun, ilk ve önemli etkisi molekülün dış yüzündeki elektronları saptırmasıdır. Bu etki, fizik tanımı ile molekülü iyonlaştırma faaliyetidir. Bu faaliyet havada ilk etkisini yaparak havayı iyonlar.

İyonlanmış hava elektriksel bir nitelik kazanır. Elektriklenme havayı ılımlı bir dengeye ulaştırırsa sakınca doğmaz. Fazla olursa, bir tarz lodos etkisi yapar; yani baş ağrısı, sinirlilik gibi. Bu etkiyi çok masum radyasyonlarda örneğin çok yakından televizyon seyretmede bile fark edebiliriz. Röntgen laboratuvarlarında bu etki şüphesiz daha fazladır. Havadaki bu iyonlaşma, zararsız sınırdaki çok hafif radyasyonun sonucudur (Göksel S., 1973).

Asıl radyasyonun biyolojik etkisi ise hücrenin canlı hayatına müdahalesidir. Radyasyon, hücre ve dokulardaki iyonlaşmayı, su üzerinde meydana getirince, dolaylı bir kimyasal işlemle dokularda oksijeni artırır. Dokularda oksijen artması masum dozlarda olunca, hücre faaliyetlerinde hızlanma meydana gelir. Oksijen artması belli sınırları geçerse olay tersine döner. Hücre çevresindeki enzimler fazla oksijen nedeniyle faaliyetten yoksun kalır. Hücrede ölüme kadar giden hadiseler meydana gelir.

Radyasyonun ikinci biyolojik etkisi DNA helezonları üzerindedir. Hayatın temel program üniteleri olan DNA molekülleri, hücre içinde helezon şeklinde geometrik dizileri temsil eder. Bu tertip çok nazik bir elektromanyetik dengedir. Çok sert ve devamlı ışınlar bu helezonları kopartır. Eğer kopma ciddi bir bölgeden, ise hücre ölür. Fakat daha tehlikelisi, bu helezonların ölüm getirmeyen yaralar almasıdır. Bu kez sakat hücre motifi ortaya çıkar.

Kanser tedavisinde hücreleri öldürecek şiddette radyasyon kullanılır. Bazı bilim adamları, kaplıca tedavilerinde, hasta ve yıpranmış hücrelerin ölümünü de ışının olumlu etkisi saymaktadır. Özellikle sertleşmiş, kireçlenmiş hücrelerin (kronik romatizma) radyasyonun hafif etkisiyle kaplıcalarda iyileşmesi, ışınların iyonlaştırıcı etkisiyle birlikte yıpranmış hücrelerin ölmesi esasına dayanmaktadır. Bu verdiğimiz kaba bilgilere rağmen tabiatla çeşitli doğal radyoaktivitenin hayata verdiği canlılık henüz tam çözüme kavuşmuş değildir. Son yapılan araştırmalar, mikropların radyasyona çok dayanıklı, yine bitkilerin bu etkiye aynı şekilde dayanıklı olduklarını göstermektedir (Köklü N., 2006).

Radyasyonun olumsuz etkileri, konuya çok daha önemli izahlar getirecektir. Önemli bir nokta da şudur ki; güneşten gelen ultraviyole ışınlarında fizik anlamda bir radyasyon olduğu halde, biz pratik anlamda radyasyonu incelerken hep gama ışını söz konusu ediyoruz. Güneşin bize kadar ulaşan ultraviyolesi ılımlı miktarda olunca, hormon salgılarını güçlendirir; vitaminleri, enzimlere bağlar (kemik sağlığı) ve dolayısıyla hayatı güçlendirir. İşte kaplıcaların etkisi de ultraviyolenin bu olumlu hücrelerini daha güçlü olarak kabul etmektedir. Ultraviyolenin önemli bir etkisi de mikropları öldürmesidir. Mikroplar radyasyona dayanıklı olmasına rağmen, ultraviyoleye dayanıksızdır (Ertan E., 2013).

2.6.2 Radyasyonun Olumsuz Etkileri

Radyasyonun olumsuz etkileri deyince iki önemli faktörü çok iyi bilmeliyiz. Radyasyonun etkisinin zararlı olması iki şarta bağlıdır:

1-Işının gücü.

2-Işının etki süresi

Bir ışın ne kadar sert ve güçlü olursa olsun, eğer çok kısa süre etki yapmışsa çok tehlikeli olmaz. Aksine gücü çok olmayan bir ışın uzun süre etki yapmışsa çok tehlikeli olabilir. Tıpkı güneşte kalma olayı gibi, asıl olan süredir. Şimdi bu anahtarın ışığı altında radyasyonun olumsuz etkilerini inceleyelim.

Vücudun her organ ve hücresi ışına karşı aynı hassasiyette değildir. Genel olarak devamlı faaliyet halinde ve de üreme halinde olan hücreler ışına karşı çok duyarlıdır. Bu nedenlerle olumsuz etkiler hep bu faaliyet halindeki kıymetli dokular üzerinedir (Şeker ve diğerleri, 1997; Şeker ve diğerleri, 2000).

Radyasyonun en kötü etkisi kemik iliğinedir. Devamlı hücre yapan kemik iliği, ışınlarla karşı çok hassastır. Az miktardaki ışın; örneğin güneş ve kaplıca, kemik iliğini aktive edip güçlendirir. Bu yüzden güneş ve kaplıca, kansızlığın en iyi ilacıdır. Fakat radyasyon belli sınırları aşınca ciddi tehlikeler başlar. Işın şiddet ve süresine göre en hafif etki kansızlık ve savunma hücrelerinde güçsüzlüktür. Sonra sıra ilik ile kemik iliğinde "aplazı" dediğimiz iflas olayları meydana gelir ki; sonu ölümdür. Üçüncü bir etki ise kan kanseridir. Kemik iliğinde ağır olmayan

olumsuz bir etki, en az bir milyon becquerel gücünde bir kaynağın ortalama süredeki tesirinden doğar. Bu etki kansızlık ve savunma hücreleri güçsüzlüğünün kaynağıdır.

Genellikle radyasyon sızıntıları, fazla röntgen ışınına maruz kalmak bu tarz etkiler yaratır. Daha ileri radyasyon ise; genelde bir milyar becquerel enerjili radyasyon kemik iliğinde aplaz, yani yok olma meydana getirir; sonuç ölümdür. Bu tarz ışınlama ancak büyük nükleer kazalarda ve nükleer savaşlarda söz konusudur.

Radyasyonun en bariz etkisi deri üzerinedir. Yanıklarla başlayan etkiler, iyileşmeyen yaralara kadar dramatik şekil bozuklukları bu etkiler arasındadır. Radyasyon daha az miktarda alınınca, derideki yağ bezlerini öldürür ve deri kurur, çeşitli çirkinliklere yol açar. Önemli bir etki de kıllar üzerinedir. Orta derecedeki radyasyon, saçlar başta olmak üzere kılları döker. Işın çoksa bu durumda kıllar yeniden çıkmaz (Şeker ve diğerleri, 1997; Şeker ve diğerleri, 2000).

2.7. Radyasyon Çalışanlarının Korunması

Radyasyon ve radyoaktif maddeler ile çalışanlar doğal radyasyonlara maruz kalmaktadır. Buna, mesleki ışınlama denir. Mesleki ışınlamaların en büyük grubunu tıpta radyasyon alanlarında çalışanlar ve radyoaktif maddeler kullanarak teşhis ve tedavi yapanlar oluşturur.

Görevi gereği nükleer veya radyolojik departmanlarda radyasyon veya radyoaktif maddelerle çalışan personelin, radyasyon dozu ölçen cihazlarla dikkatli ve sürekli bir şekilde kontrol edilmeleri gerekir. Personelin radyasyon kaynakları yanında gereğinden fazla kalmaması ve kendisi ile radyasyon kaynağı arasına gerekli zırh malzemesi konarak radyasyon tehlikelerinden korunmalar sağlanır. Çalışanın maruz kaldığı radyasyon dozları film veya diğer tıp dozimetrelerle ölçülerek 5 yılın ortalaması olarak yılda müsaade edilen 20 mSv'lik doz sınırını aşanlar ikaz edilmelidir.

- ✓ Türkiye'nin TAEK aracılığıyla üye olduğu uluslararası radyasyondan korunma komisyonu (ICRP), uluslararası atom enerjisi ajansı (IAEA) ile bu kurumların belirlediği standartlara uygun düzenlemeler olan AB direktiflerinde:
- ✓ Uygulanabilir, yeterli ve güvenli bir denetleme sistemi ile bu sistemin kontrol dışı kalması durumunda yerine geçecek bir mekanizmanın kurulması,
- ✓ Kişisel dozimetre ve çevresel izleme işlevlerinin yerine getirilmesi ve radyasyon izleme cihazlarının standart dozimetre laboratuvarlarına uygun olarak kalibrasyonlarının yapılması gerektiği,

- ✓ Mesleki maruziyet olasılığı ve bu olasılığın derecesine uygun olarak korunma ve güvenlik için uygun ve yeterli donanım, ekipman ve hizmetlerin sağlanması gerektiği,
- ✓ Çalışanların sağlık kontrollerinin düzenli olarak yapılması gerektiği,
- ✓ Her ülkenin radyoaktif kaynaklar için ulusal kayıt sisteminin bulunmasının gerektiği,
- ✓ Bu bilginin korunması ve diğer ülkelerle uyumu için aynı formatta tutulması gerektiği belirtilmektedir (T.C.M.E.B., 2008).

Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP), sürekli olarak radyasyonla çalışanları ve toplum üyesi kişilerin maruz kaldıkları düşük dozların etkileri ile ilgili veriler toplamakta ve bu veriler dayanarak risk tahminleri yapmaktadır. Bu komitenin yaptığı tahminlere göre, radyasyon çalışanlarının 18 il 64 yaş arası 46 yıllık çalışma yaşamı boyunca 10, 20, 30 ve 50 mSv'lık, toplum üyesi kişilerin ise 70 yıllık bir yaşam süresi boyunca yıllık 1, 2, 3 ve 5 mSv'lık dozlara maruz kalmaları halinde ortaya çıkabilecek sonuçlar sırasıyla Tablo 2.2. ve Tablo 2.3.' te gösterilmektedir (Kaya E., 2005).

Tablo 2.2. Radyasyon çalışanlarının ışınlanması sonucu oluşabilecek hasarın nitelikleri

Yıllık etkin doz (mSv)	10	20	30	50
Yıllık ömür dozu (Sv)	0.5	1	1.4	2.4
Ölümlle sonuçlanma olasılığı (%)	1.8	3.6	5.3	8.6
Ölümcül olmayan kanser katkısı (%)	0.36	0.72	1.06	1.72
Kalıtımsal etkilerin katkısı (%)	0.36	0.72	1.06	1.72
Toplam (%)	2.52	5.04	7.42	12.04
Ölüme bağlı ömür kaybı (yıl)	13	13	13	13
18 yaşından itibaren tahmini ortalama yaşam süresi kaybı (yıl)	0.2	0.5	0.7	1.1

Tablo 2.3. Kişilerin ışınlanması sonucu oluşabilecek hasarın nitelikleri

Yıllık etkin doz (mSv)	1	2	3	5
Yaklaşık ömür dozu (mSv)	70	140	210	350
Ölümlle sonuçlanma olasılığı (%)	0.4	0.8	1.1	2
Ölümcül olmayan kanser katkısı (%)	0.08	0.16	0.22	0.4
Kalıtımsal etkilerin katkısı (%)	0.11	0.21	0.29	0.53
Toplam (%)	0.59	1.17	1.61	2.93
Ölüme bağlı ömür kaybı (yıl)	13	13	13	13
Doğumdan itibaren tahmini ortalama yaşam süresi kaybı (yıl)	0.05	0.11	0.16	0.3

ICRP, bu risk seviyelerine dayanarak radyasyon çalışanları ve toplum üyesi kişiler için bazı doz sınırları belirlemiştir. Radyasyona maruz kalmış kişilerde herhangi bir vücut hasarı ve aşırı bir genetik etki yaratması eklenmeyen bu doz sınırları Tablo 2.4.' te verilmiştir (Kaya E., 2005).

Tablo 2.4. Radyasyon çalışanları ve kişiler için doz sınırları (Demir ve diğerleri, 2011; Leslie et al, 2003; Powsner et al, 2006).

		Radyasyon çalışanları (mSv)	Toplum üyesi kişiler (mSv)
Etkin doz sınırı	Ardışık 5 yılın ortalaması	20	1
	Herhangi bir yılda	50	5
Yıllık eşdeğer organ dozu sınırı	Göz merceği	150	15
	Deri (cm ²)	500	50
	Eller ve ayaklar	500	50
Hamile bir radyasyon çalışanının batin (abdomen) eşdeğer dozu		Hamileliğin bildirilmesinden sonra 2 mSv	

2.8. PERSONEL DOZİMETRESİ

Personel doz izlemi, radyasyon alanında çalışan kişilerin almış olduğu radyasyon dozlarının ölçülmesidir. İki temel amacı vardır. Bunlar;

- 1- Radyasyonla çalışanların dozlarını mümkün olduğu kadar düşük tutmak.
- 2- Kişilerin maruz oldukları tüm radyasyonları ölçülmesi, değerlendirilmesi ve kayıtlarının tutulmasıdır.

Bu sistemle kişilerin hem dış he de iç ışınlamalarla maruz oldukları tüm vücut veya belirli organ dozlarının ölçülmesini içermelidir. Dozimetre işlemi şu yöntemlerle yapılmaktadır.

- Dış ışınlamalar için bireysel dozimetrelerin taşınması
- İç ışınlamalarda personel dozimetri

2.8.1. Dış Işınlamalar İçin Bireysel Dozimetreler

Dozimetreler vücut üzerinde, boyun ile bel arasında taşınmalıdır. Çünkü gonad ile kan üretici organların çoğu vücudun bu bölgesinde kalmaktadır. Dozimetreler göğüs cebi üzerine konulduğu zaman cepte unutulmuş cisimler bir zırh teşkil edebilir o yüzden yaka veya kemere takılmalıdır.

Eğer kurşun önlük gibi koruyucu giysi giyiliyorsa, bir tek dozimetrenin koruyucu giysi dışında taşınması, tüm vücut dozunu doğru olarak göstermez. Çünkü gövde içinde yer alan gonad ve kırmızı kemik iliği organlarının alacağı doz az olacağı için tüm vücut dozu fazla olarak görülecektir. Sade bir dozimetre kullanılıyorsa, tüm vücut dozunun ölçülmesi bakımından kurşun önlük altında taşınmalıdır.

Kapalı ve açık radyoaktif kaynakların kullanıldığı yerlerde özellikle el dozunun belirlenmesi önemlidir. Ele takılan dozimetreler, olası ışınlamanın maksimum olduğu yere takılmalıdır. Tüm vücudun, deri el/bilek ve lens dozlarının ölçülmesi amacıyla genellikle dört çeşit dozimetre kullanılmaktadır.

- 1- Cep (kalem) dozimetresi
- 2- Film dozimetresi
- 3- Termoluminesans dozimetresi (TLD)
- 4- Sesle uyarı veren cihazlar

2.8.1.1. Cep Dozimetre

Temel olarak hava dolu iyon odasıdır. Temelde elektroskop ile çalışır. Dozimetreye gelen radyasyonun oluşturacağı iyonlar metal tel ve fiber üzerindeki yükleri nötralize edecektir. Yüklerin azalması ile fiber, metal tele yaklaşacaktır. Dozimetrenin içine bakıldığı zaman görünen fiber ile skala üzerinde doz miktarı okunabilecektir. Cep dozimetrelerini kullanırken dikkat edilecek noktalar şunlardır;

- İşe başlarken cep dozimetresi yüklenip, okunan değer kaydedilmelidir.
- Radyasyon alanında çalışırken giysiye takılmalıdır.
- Ara sıra okunmalı ve iş bitiminde okunan değer kaydedilmelidir.
- Dozimetre düşer ya da bir şeye çarparsa okumanın normal olup olmadığı kontrol edilmelidir.
- Cep dozimetreleri el veya lens dozu ölçmek için kullanılmamalıdır.

2.8.1.2. Film Dozimetre

Film dozimetresinde kullanılan filmler 150 keV altında enerjiye bağlıdır. Bu bağımlılıktan kurtulmak ve farklı türdeki radyasyonları ayırt edebilmek için taşıyıcı içinde çeşitli kalınlıkta metal filtreler kullanılır. Taşıyıcı içindeki filmler maruz oldukları beta, X ve gama ışınları ile kararır. Taşıyıcıya gelen radyasyon miktarı ne kadar fazla ise film de o kadar fazla kararacaktır. Bu kararmalar 'dansitometre' denilen cihaz ile ölçülür ve film dozimetre servisi de bu kararmalara karşı gelen radyasyon dozunu hesaplar.

2.8.1.3. TermolüminesansDozimetre (TLD)

LiF, CaSO₄ (Mn) ve CaF₂ (Mn) gibi maddelerden yapılmış kristaller radyasyonla ısılandıkları zaman radyasyonun bıraktığı enerjiyi depolarlar. Depolanan bu enerji kristal ısıtıldığında ışık enerjisine dönüşmektedir. Bu yüzden bu dozimetrelere ısı ile ışık yayılım anlamına gelen TLD denir. 'TLD okuyucusu' denilen cihazlar kristalleri ısıtarak, yaydıkları ışık miktarını hassas bir şekilde ölçer.

2.8.1.4. Sesle Uyarı Veren Cihazlar

Bunlar dozimetrelere yanında kullanılmak üzere küçük elektronik devrelerden yapılmış cihazlardır. Genellikle kemer üzerinde taşınırlar. Bunlarla doz ölçümü yapılamaz, sadece radyasyon seviyesinin yüksek olup olmadığı anlaşılır.

2.9. PET/BT' de Kullanılan Radyoizotoplar

Yeni radyonüklidlerin yeni kimyasal ve fiziksel özellikleri ile üretimi her zaman nükleer görüntülemelerdeki ilerlemelerle yakından bağlantılı olmuştur. Bünyesinde siklotron olmayan hastaneler için jeneratörler PET kullanımı için üretilmiş radyonüklidleri daha erişilebilir hale getirmektedir (IAEA, 2012).

Tomografik görüntüler için gerekli olan projeksiyon verisi elde edilebilmesi için tüm PET tomografileri pozitron-elektron anihilasyon fotonlarının tesadüfi dedeksiyonunu kullanır. Bazı radyonüklid bozunmaları kendiliğinden bir nötronun bir protona dönüştürülmesiyle eş zamanlı enerjik bir pozitron yayarlar. Atom pozitron oluşturur ve elektron yakalar, sonra geçtiği doku ya da diğer malzemeler kinetik enerji olarak pozitron yayar. Çünkü elektron ve pozitron anti parçacıklardır, onlar karşılıklı olarak 511 keV enerjili 2 fotonu yok ederler.

Pozitron yayan radyonüklidler genellikle kısa yarı ömüre sahip oldukları için medikal görüntüleme için kullanılırlar ve bunun sonucu olarak bunların çoğu; O-15, N-13 ve C-11 gibi; klinik olarak faydalı olan miktarlarda uygun şekilde elde edilmesi için bir siklotron bünyesinde üretilmiş olması gerekir. Bu siklotron aynı zamanda F-18 üretmek için de kullanılır. Ancak, F-18' in yarı ömrü 110 dakikadır. Diğer mevcut klinik uygulamalarda kullanılan PET izleyici Rb-82 için siklotrona ihtiyaç yoktur. Rb-82' nin yarı ömrü sadece 72 saniyedir. Ancak, ticari olarak temin edilebilen 1 aylık raf ömrüne sahip radyonüklid jeneratörleri üretilir. Tablo 2.5. ve Tablo 2.6.' de yaygın olarak kullanılan pozitron radyonüklidler hakkında bilgi verilmiştir. Şunu belirtmek gerekir ki, bu pozitron yayan radyonüklidler uzun ömürlü, yüksek enerjili gama emisyonuna sahiptir. Buna ek olarak, anihilasyon radyasyonu F-18 PET görüntüleme için tasarlanmış bir tesis tarafından korumaya sahip olmayabilir.

Tablo 2.5.Yaygın olarak kullanılan PET radyonüklidlerinin fiziksel özellikleri (Madsen M.T., 2005).

Nüklid	Yarı Ömür	Bozunma türü	Maksimum pozitron enerjisi (MeV)	Foton emisyonu (keV)	Fotonlar/bozunma
¹¹ C	20.4 min	β^+	0.96	511	2.00
¹³ N	10.0 min	β^+	1.19	511	2.00
¹⁵ O	2.0 min	β^+	1.72	511	2.00
¹⁸ F	109.8 min	β^+ , EC	0.63	511	1.93
⁶⁴ Cu	12.7 h	β^- , β^+ , EC	0.65	511, 1346	0.38, 0.005
⁶⁸ Ga	68.3 min	β^+ , EC	1.9	511	1.84
⁸² Rb	76 s	β^+ , EC	3.35	511, 776	1.90, 0.13
¹²⁴ I	4.2 d	β^+ , EC	1.54, 2.17	511, 603, 1693	0.5, 0.62, 0.3

Tablo 2.6.Yaygın olarak kullanılan PET radyonüklidleri için etkin doz eşdeğer doz hızı sabitleri
(Madsen M.T., 2005).

Nüklid	Doz hızı sabiti $\mu\text{Sv m}^2/\text{MBq h}$	1 saat entegre edilmiş doz $\mu\text{Sv m}^2/\text{MBq}$
^{11}C	0.148	0.063
^{13}N	0.148	0.034
^{15}O	0.148	0.007
^{18}F	0.143	0.119
^{64}Cu	0.029	0.024
^{68}Ga	0.134	0.101
^{82}Rb	0.159	0.006
^{124}I	0.185	0.184

1991 ANSI/ANS-6.1.1 raporunda yer alan etkin doz değeri hesaplamalarında radyonüklidler için rapor edilen doz oranı sabitleri Tablo 9' da yer almaktadır. Görev grubu, etkili doz eşdeğeri açısından düzenleyici sınırları belirtilen zırhlamayı kullanmak için en uygun değerin $0.14 \mu\text{Sv m}^2/\text{MBq h}$ olduğuna inanıyor. F-18 için zırhlama hesaplamalarında kullanılmış olan pozitron yayıcılar için doz oranı sabitleri ve maruziyetin 20 yıldan fazla bir süredir bir dizi PET merkezi mevcut olmuştu, fakat kullanımı yaklaşık 5 yıl öncesine kadar yaygın değildi.

PET' in fizyolojik yakalama gücü vardır ve böylece önemli tanısal bilgileri elde etmek için anatominin yüksek çözünürlüklü resimleri kullanılmaz. Son zamanlarda tanısal görüntüleme yöntemi olarak PET' in patlamasına neden olan 3 faktör; güçlü radyofarmasötik ajan, eş zamanlı tespit ve çalışmaların geri ödemesidir. F-18 FDG glikoz benzeri çok yönlü klinik PET radyofarmasötikidir. Metabolik olarak aktif tümörlerin yanı sıra beyin ve miyokard gibi yüksek konsantrasyonlarda F-18 birikir. F-18' in yarı ömrü sadece 110 dakika olmasına rağmen, F-18 FDG ticari olarak birim doz miktarlarında ABD tarafından temin edilebilir. Bu değerler $0,135\text{-}0,188 \mu\text{Sv m}^2/\text{MBq h}$ arasında değişmektedir. Bu değerlerin her biri kullanım için uygun koşullara sahiptir. $0,135\text{-}14 \mu\text{Sv m}^2/\text{MBq h}$ hava kerma değeridir. Tablo 2.7.' de F-18' e ait doz hızı sabitleri sergilenmektedir.

Tablo 2.7. F-18' in rapor edilmiş maruziyet ve doz hızı sabitleri (Madsen M.T., 2005).

F-18 Hız Sabitleri	Değer	Birimler
Maruziyet hız sabiti	15.4	$\mu R m^2/MBq h$
Hava kerma hız sabiti	0.134	$\mu Sv m^2/MBq h$
Etkin doz eşdeğeri (ANS-1991)	0.143	$\mu Sv m^2/MBq h$
Doku doz sabiti ^a	0.148	$\mu Sv m^2/MBq h$
Derin doz eşdeğeri (ANS-1977)	0.183	$\mu Sv m^2/MBq h$
Maksimum doz (ANS-1977)	0.188	$\mu Sv m^2/MBq h$

^a Havadaki dokunun 1' e göre dozu

Birim doku yoğunluğunun $1m^{3'}$ lük parça için sabit doz oranı $0,148 \mu Sv m^2/ MBqh'$ dir. 511 keV enerjili anhilasyon fotonlarının geniş bir ışınına maruz bırakılmış dokunun 30 cm' lik bir dilimdeki hesaplanan maksimum doz değeri $0,188 \mu Sv m^2/ MBqh'$ dur. Bu değer doku doz sabitinden daha yüksektir. Çünkü, yan ve geri saçılım bileşenlerini içerir. En yüksek dozun elde edildiği doku derinliği 3mm' dir. Benzer bir biçimde 1 cm derinlikte doza karşılık gelen derin doz değeri 0,183' e karşılık gelir ve zayıflama nedeniyle maksimum değerden nispeten daha azdır (Madsen M.T., 2005).

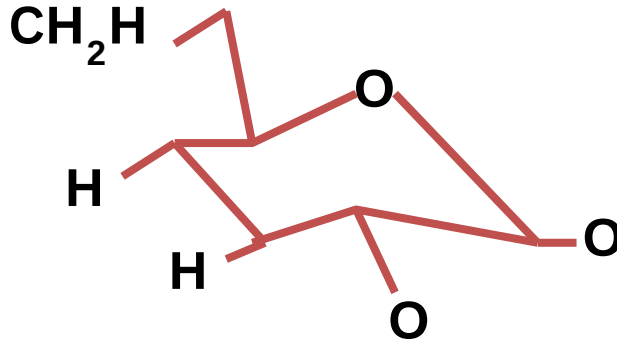
2.9.1 F-18 FDG (Fluorodeoxiglukoz)

PET görüntülemede kullanılan radyofarmasötik ve radyonüklidlerin en önemli özelliği vücudun temel altyapı taşları olan C, O, F, N gibi elementleri içermeleri ve vücutta biyolojik olarak bu moleküller gibi davranmalarındır. Radyoaktif olmayan karbon, azot, oksijen ve flor molekülleri ile aynı fizyolojik ve metabolik yolları izleyen bu moleküller saldıkları uygun enerjideki ışınlar sayesinde vücut içerisinde takip edilebilmekte ve dahil oldukları fizyolojik ve metabolik yolların moleküler düzeyde görüntülenmesine olanak sağlamaktadır. Bu amaçla pozitron salıcısı radyonüklidlerle yapılan PET görüntüleme çalışmalarında işaretlenmiş glukoz, amino asit, hormon molekülleri veya metabolik prekürsörler kullanılmaktadır. F-18' in yanı sıra PET çalışmalarında kullanılan diğer radyonüklidler Tablo 2.8.' de sergilenmektedir.

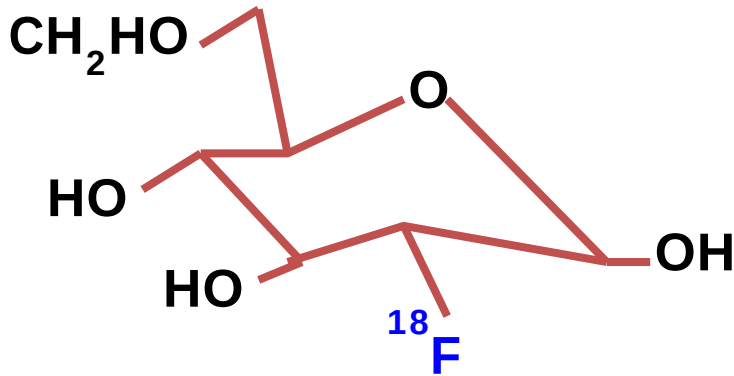
Tablo 2.8. PET' de kullanılan radyofarmasötikler

Nüklid	Yarı Ömür	İşaretleme	Uygulama
O-15	2 dk	Su	Beyin Kan Akışı
C-11	20 dk	Metiyonin	Tümör Protein Sentezi
N-13	10dk	Amonyak	Kalp Kan Akışı
F-18	110 dk	FDG	Glikoz Metabolizması
Ga-68	68 dk	DOTANOC	Nöroendokrin Görüntüleme
Rb-82	72 dk	Rb-82	Kalp Perfüzyonu

F-18 FDG en yaygın kullanılan PET işaretlemedir. Üretiminde glikozdan yararlanılmaktadır ve tümörler tarafından hızlıca emilmektedir. Bunun nedeni ise; kanserli hücrelerin sağlıklı hücrelere göre daha fazla glikoza (Şekil 2.7.) ihtiyaç duymasındır.

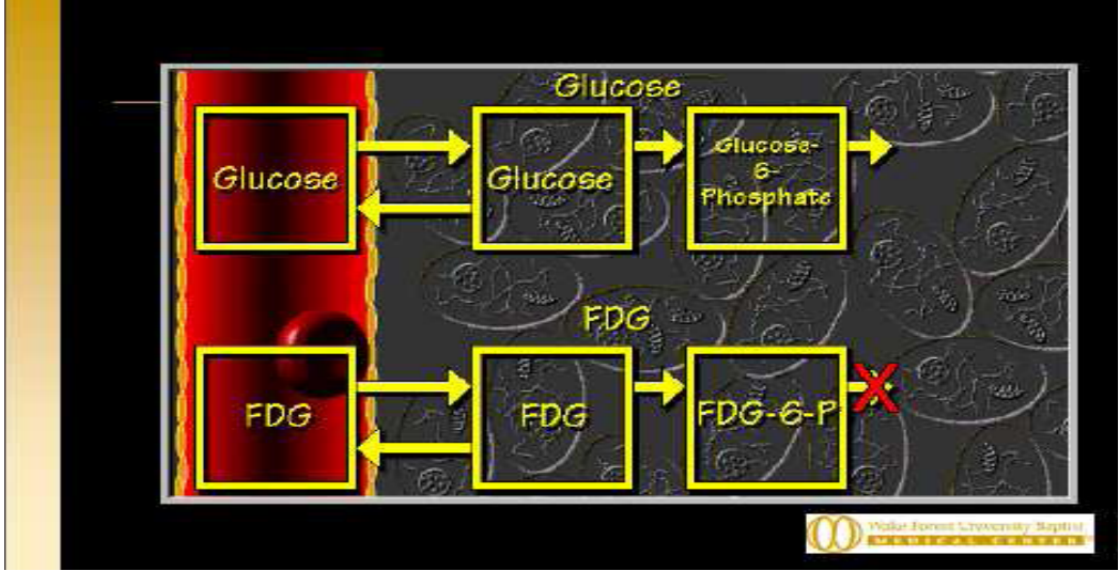


Şekil 2.7.Glikoz molekülü



Şekil 2.8. F-18 ile işaretlenmiş glikoz FDG (Fluorodeoxiglukoz) molekülü

FDG; glukoz ile aynı mekanizmadan yararlanarak hücreye girer. Glukozdan farklı olarak mekanizmayı tamamlayamaz ve hücrede hapsolür ve PET sistemi ile görüntölünebilir. Sekil 2.9.' de FDG'nin hücrede davranışı gösterilmiştir (Kıvrakdal D., 2009).



Şekil 2.9. [18F]FDG'nin hücrede davranışı (Kıvrakdal D., 2009).

2.11 Siklotron

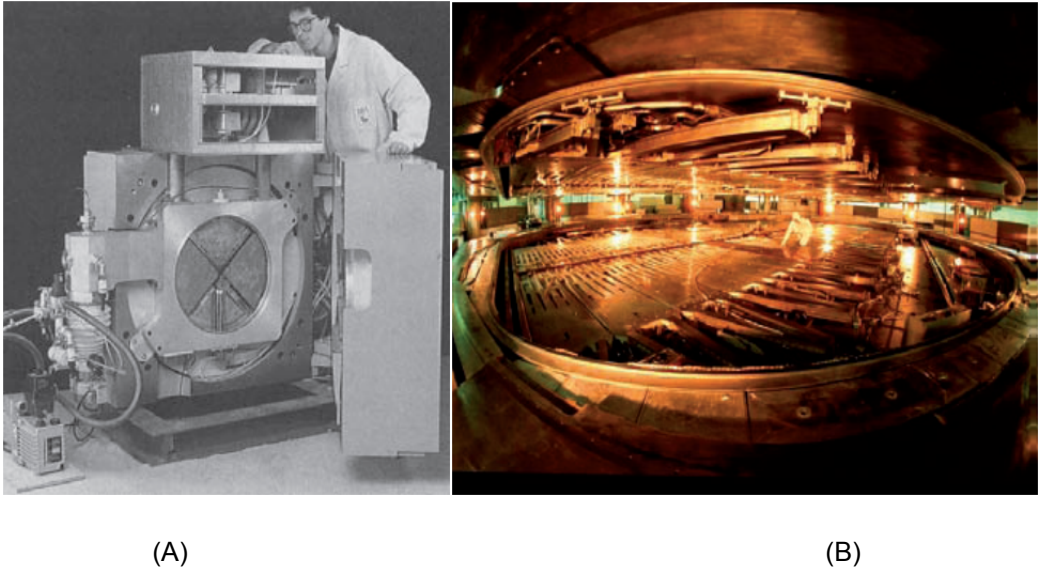
Siklotron, proton veya helyum çekirdeği gibi ağırca yüklü tanecikleri, aşırı büyük gerilimler gerektirmeden yüksek hızlara çıkarmakta kullanılan magnetik rezonanslı hızlandırıcı cihazdır. Medikal uygulamalara özel ilk siklotron 1941 yılında, St. Louis' de ki Washington Üniversitesi' nde kuruldu. Burada; fosfor, demir, arsenik ve sülfürün radyoaktif izotopları üretilmiştir. 2. Dünya Savaşı sırasında, Boston' da bir siklotronda tıbbi amaçlı radyonüklidlerin sürekli sabit bir kaynağını sağladı (IAEA, 2009).

1950' lerin ortasında, Londra' daki Hammersmith Hastanesi' nde bir grup, tamamıyla radyonüklid üretimi için özel bir siklotronu faaliyete koydu. En büyük değişim 1960' ların öncesinde ve ortalarında meydana geldi. Pozitron yayıcılarla işaretlenmiş organik bileşiklerin sentezi için sıcak atom kimyası üzerine yapılan çalışmaların (Örn; bombardman edilen hedefte meydana gelen nükleojenik atomların kimyasındaki gibi...) temeli atıldığı zaman 1996' da Ter-Pogossian ve Wagner tarafından C^{11} ' in kullanımına odaklanılmıştır (IAEA, 2009).

Radyonüklid üretimiyle çeşitli karakteristiklerin ayrılmasıyla parçacık hızlandırıcıların mevcut türlerinin sayısı Nükleer Tıp alanında olduğu gibi ilerlemiştir ve genişletilmiştir. Pozitif ve negatif iyon hızlandırıcıların en önemli sınıflarıdır. Son yenilikler;

süperiletken manyetik siklotronlar, küçük düşük enerjili linaclar, sıralı kademeli hızlandırıcılar ve düşük enerjili linacları içerir. Siklotronlar fonksiyona bağlı olarak çeşitli boyutlarda tasarlanmışlardır. Bazı örnekleri Şekil 2.10.' de sergilenmektedir.

Şekil 2.10.' da sergilenen siklotron PET çalışmaları için sadece O^{15} üretmek üzere tasarlanmış bir döteron makinesidir. Şekil 2.10.' da sergilenen makine Vancouver, Kanada TRIUMF' daki 500 MeV siklotronudur. Burada geniş bir yelpazede radyonüklidler üretilmektedir ve diğer deneyler yürütülmektedir.



Şekil 2.10. Siklotronların karşılaştırılması: (A) Küçük tek bir izotop makinesi. (B) Birçok amaçlı araştırma makinesi.

Tüm siklotronları temel özellikleri aynıdır. İyonları üretmek için bir iyon kaynağı, onları hızlandırmak için bir ivme odası ve dairesel bir yol üzerinde iyonları içeren bir mıknatis vardır (IAEA, 2009).

2.11. PET/BT' de Kullanılan Zırhlamalar ve Tesis Planı

İyonlaştırıcı radyasyonun Nükleer Tıp' ta iki farklı kullanımı vardır. Bunlar; tanı ve tedavidir. Bunların her ikisinin de hastaların yararına olmaları amaçlanmakla beraber, radyasyonun tüm kullanım alanlarında olduğu gibi tıbbi uygulamalarda da getireceği fayda, riskinden daha fazla olmalıdır. Nükleer Tıp' ta PET/BT ünitelerinde tanı için hastaya, üzerinde çalışılan doku veya organ tarafından tutulan, FDG olarak bilinen bir radyonüklit, enjeksiyon

yoluyla hastaya verilir. Hastaya verilen FDG' den yayılan β^+ ortamdaki dokuları oluşturan atomun elektronları ile çarpışarak yok olur. Bu sırada pozitron ve elektron kütleleri 511 KeV enerjili anihilasyon fotonlarına dönüşür. PET ise, insan vücuduna intravenöz olarak verilen bu pozitron yayıcı radyofarmasötiklerin yaydığı ışınları saptayarak vücut içerisinde 3 boyutlu olarak görüntüleme yapan bir Nükleer Tıp tekniğidir. Bu uygulamalar için kullanılan radyonüklitler oldukça kısa yarılanma sürelerine sahip olmalarına rağmen, uygulama süresince ve sonrasında da hastanın vücudunda belirli bir süre için aktivite kalacağı gerçeğinde hesaba katılması gerekmektedir. Radyasyonun ses, ışık, ısı gibi etkileri yoktur. Gözle görülemezler, duyulamazlar ve hissedilemezler. Kısaca, hiçbir duyu organımızla algılayamayacağımız bir tehliktir (Yılmaz E., 2013).

Bu neden iyonlaştırıcı radyasyonla çalışan Nükleer Tıp personelinin çalışma süresince maruz kaldığı dozun izlenmesi için, her bir personelin yaka tipi TLD, film badge, kalem dozimetre, yüzük dozimetre ya da elektronik dozimetreler gibi kişisel dozimetreleri olmalıdır. Son yıllarda çevresel, personel ve klinik uygulamalarda kullanılmak üzere radyasyon dozimetrelerinin üretilmesi ve geliştirilmesi konusunda çok sayıda çalışma yapılmaktadır. Enerji depolama verimi, bir TL malzemenin üretilmesi ve karakterizasyonunda en önemli konulardan biridir. PET/BT ünitelerinde çalışan personeller, rutin Nükleer Tıp uygulamalarında kullanılan radyonüklidlere göre çok daha yüksek enerjili radyofarmasötiklerle çalışmakta ve çok daha yüksek dozda radyasyona maruz kalmaktadır. iyonlaştırıcı radyasyonla çalışan personelin, maruz kaldığı kişisel radyasyon dozunun belirlenmesi ve güvenliği için kullanmış olduğu çeşitli dozimetreleri, maruziyeti azaltmak için en önemli noktalardan biri olan tesis planlaması ve zırhlamalarıdır. Şekil 2.11.' de çalışmamızı gerçekleştirmiş olduğumuz PET/BT ünitesine ait tesis planının şematik gösterimi bulunmaktadır.

Arşiv	Sekreterlik	Hasta Bekleme Salonu	
Geç çekim Odası	Koridor	Fizikçi Odası	Rapor Odası
Hasta Odası 1		Operatör Odası	
Hasta Odası 2		PET/BT Görüntüleme Odası	
Hasta Odası 3			
UPS		Sıcak Oda	

Şekil 2.11. Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Bölümü PET/BT merkezi

Şekil 2.11.' de PET/BT görüntüleme odası ve operatör odası arasında zırhlı duvar ve zırhlı pencere bulunmaktadır.

FDG yüksek enerjiye sahip bir radyofarmasötik olduğundan dolayı Şekil 2.12.' de görülen zırh ile tesise gelir.



Şekil 2.12. FDG taşıma zırhlı çanta

Radyasyon maruziyetini minimal düzeyde tutmak için vialin bulunduğu kap mutlaka Şekil 2.13.' de bulunan çeker ocağa konmadan kap kapağı açılmamalıdır.



Şekil 2.13. Çeker Ocak

Aktif vialin elle temasından kaçınılmalıdır. Bu nedenle vial bir maşa yardımıyla çeker ocağın içerisinde bulunan doz kalibratörüne konularak vialin total aktivitesi belirlenmektedir (Şekil 2.14.).



Şekil 2.14. Doz Kalibratörü

Doz kalibratöründe total aktivite miktarını digital ekranda (Şekil 2.15.) belirledikten sonra aktiviteyi kurşunla zırlamamız gerekmektedir. Bu nedenle yine maşa yardımıyla maddeyi sağım domuzuna konulmaktadır (Şekil 2.16.).



Şekil 2.15. Doz kalibratörüne ait digital ekran



Şekil 2.16. Vialin zırhladığı kurşun kılıf

Laboratuvarda çalıştığımız süre boyunca olası herhangi bir kontaminasyona karşı alan monitörümüzü mutlaka açık tutmamız gerekmektedir (Şekil 2.17.). Alan monitörü ortam backgroundını arttıran bir etki karşısında alarm vererek ilgili personeli uyarmaktadır.



Şekil 2.17. Alan monitörü

İstenilen doz elde edildikten sonra enjektör, önce tungsten zırha (Şekil 2.18.) sonra da kurşun domusa (Şekil 2.19.) konularak enjeksiyon arabasına (Şekil 2.20.) taşınmaktadır.



Şekil 2.18. Kurşun enjektör kılıfı



Şekil 2.19. Kurşun Kap



Şekil 2.20. Kurşun enjeksiyon arabası

3. MATERYAL METOD

Celal Bayar Üniversitesi Hafs Sultan Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı PET / BT Bölümü' nde yürütülen çalışmamızda, iyonlaştırıcı radyasyon ile çalışan personellerin tüm vücut, göz, tiroid, ve ellerinin maruz kaldıkları radyasyon dozunu belirlenmesi ve görüntüleme odasında bulunan BT' den kaynaklanan saçılan radyasyon dozunu tespit edilmesi hedeflendi. Personel doz tespiti için FDG hazırlığı, hastaya intravenöz (IV) olarak enjekte edilecek FDG dozunun ayarlanması, hazırlanan hasta dozunun taşınması, enjeksiyon işlemi, hasta görüntülenmesi ve hastanın tesisten gönderilmesi gibi işlemleri göz önünde bulundurulmuş ve her bir işlem için ayrı ayrı TLD100 dozimetreler (Şekil 3.1.) kullanılmıştır.



Şekil 3.1. TLD (Termoluminesans Dozimetre) çipler

Her bir TLD100 boyutu 3,2mm x 3,2 mm, kalınlığı 0,2mm' dir. İçerdiği malzeme LiF:Mg,Ti olup insan dokusu eşdeğerine sahip olmasından dolayı çalışma için en ideal TLD' dir. Ayrıca, TLD-100 10 μ Gy (1mrad)-10Gy (1000rad) aralığındaki dozlarda kullanılmaktadır ve ölçülebilen radyasyon enerji aralığı ise foton enerjileri için 5 keV'den büyüktür. Doz kaybı ise, 200 C'de yılda %5 civarındadır.

Bahsedilen bu özelliklere sahip olan ve daha önce hiç kullanılmamış 50 adet TLD-100' ün öncelikle kalibrasyonları yapıp birbirlerine uyumluluk yüzdesine göre dozimetreler sınıflandırıldı. Kalibrasyon işlemi yaparken ilk olarak 50 adet TLD-100' ü Celal Bayar Üniversitesi Fen_Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Laboratuvarı' nda bulunan PROTHERM PLF 120/7 model fırında tavlama prosedürlerine uygun olarak 400°C de 1 saat, 100°C de 2 saat olacak şekilde tavlandı (McKeever, 1985). Daha sonra tüm tuzakları temizlenen dozimetreleri kaplarına koyularak herhangi bir kozmik radyasyona maruz kalmalarınıya da ortamdaki ışıktan etkilenmeleri önleni (Şekil 3.2.). Daha sonra Manisa Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği' nde bulunmakta olan ElektaSynergy Platform marka model Lineer Hızlandırıcı (Şekil 3.3.) yardımı ile dozimetreler 1Gy' lik dozla ışınladı.

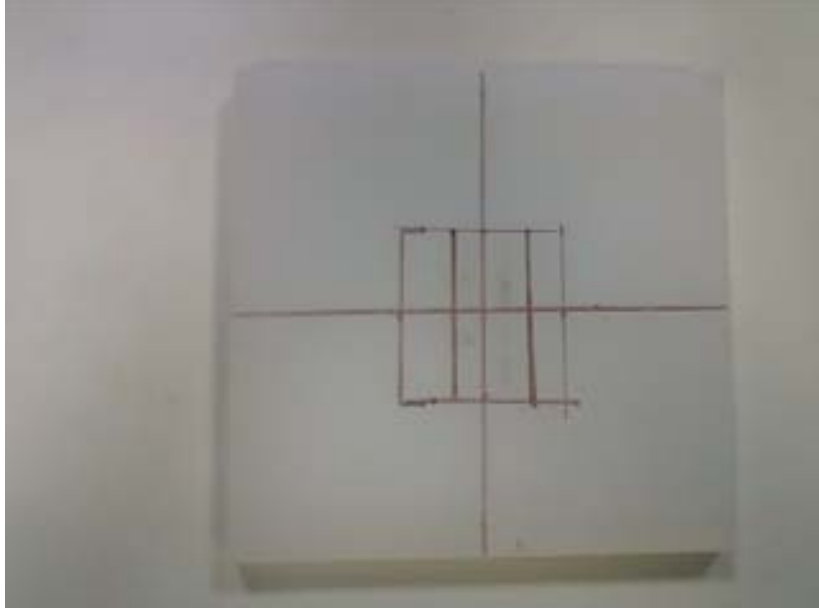


Şekil 3.2. Tavlanan TLD' ler için saklama kabı



Şekil 3.3. Lineer Hızlandırıcı (ElektaSynergy Platform marka model)

Işınlanma öncesi doku eşdeğeri olan bir buildup malzeme üzerine merkezinden 10×10 matriks alanında yer belirlemesi yaparak seçilen alanlara dozimetreler yerleştirildi (Şekil 3.4.).



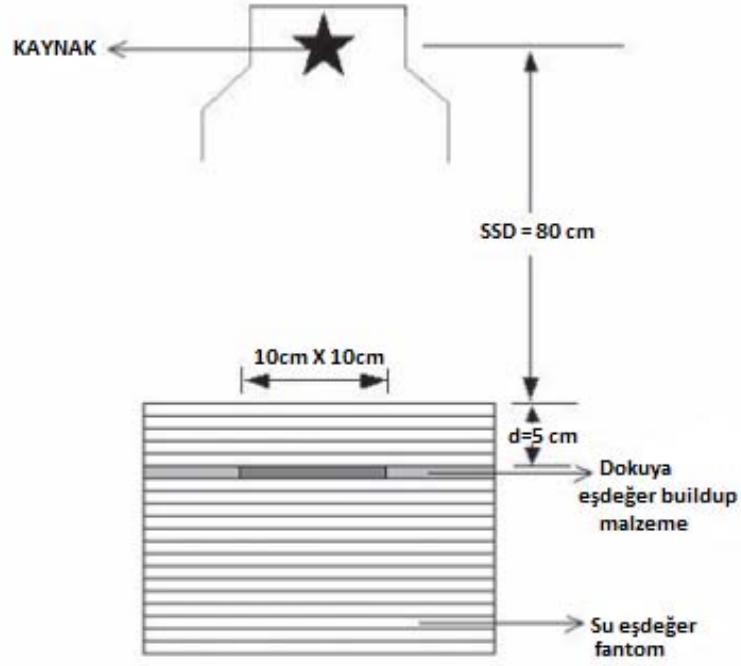
Şekil 3.4. Doku eşdeğeri buildup malzeme

Bu sayede her bir TLD' nin homojen bir şekilde ışınlanması sağlandı. Daha sonra hazırlanan düzenek sistem üzerinde su eşdeğer fantomların arasına yerleştirilerek ışınlanmaya hazır hale getirildi (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. Dozimetreleri ışınlanmak üzere hazırlanmış olan düzenek

Sistem lazerini ışınlama merkezine ayarladıktan sonra numuneler 80 cm SSD değerinde, 10 cm x 10 cm alan boyutunda, yüzeyden 5 cm derinlikte 146,42 μ U (100cGy=1 Gy) doz alacak şekilde ışınladı. Şekil 3.6.' da da ışınlama olayını şematik olarak görülmektedir.



Şekil 3.6. TLD' lerin ışınlama düzeninin şematik gösterimi

Daha sonra 1 Gy ışınlanan numuneler Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Lüminesans Laboratuvarı' na getirildi. Burada ilk olarak Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Isıl İşlemler Laboratuvarı' nda bulunan tüp etüv yardımı ile TLD' ler ışınlama sonrası tavlama prosedürlerine uygun olarak 100°C' de 10 dakika ısıtılma maruz bırakıldı. Böylelikle elde edilen grafiklerde düşük sıcaklık pikleri ortadan kaldırıldı ve numuneler artık okumaya hazır hale getirildi. TLD' lerin her biri maksimum sıcaklık 300°C , sıcaklık hızı 10 °C/ saniye, süre 25 sn olacak şekilde Harshaw 3500 marka model TLD okuyucusu yardımı ile ayrı ayrı okunarak her bir TLD' ye ait doz İntegrasyon Alanı grafikleri bulundu. Bu grafikler kalibrasyon eğrileri olarak kabul edildi ve doz cevap eğrileri yardımıyla nC cinsinden 1Gy ışınlamaya karşılık gelen alanları hesaplandı.

Kalibrasyon işlemini tamamlayabilmek için numuneler tekrar tavlama prosedürlerine uygun olarak 400°C de 1saat 100°C de 2 saat olacak şekilde ısıtılma maruz bırakıldı. Dozimetreler boşaltıldıktan sonra Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Lüminesans Laboratuvarı'nda bulunmakta olan 2210 Radpro otomatik ışınlayıcı yardımıyla alüminyum diske dizilerek her 1 turu 60sn' de tamamlayacak şekilde 30 tur 1800sn' lik zaman diliminde ışınladı.

Sistem kaynağı Sr-90 (Stronsiyum-90) ve 33 MBq' lik bir aktiviteye sahiptir. Işınlanmış dozimetreleri okuma işlemine geçmeden önce ışınlama sonrası tavlama prosedürlerine uygun olarak 10 dk' lık ısıtılma maruz bıraktık. Daha sonra maksimum sıcaklık 300°C , sıcaklık hızı 10°C /saniye, süre 25sn olacak şekilde Harshaw marka 3500 model TLD okuyucusu yardımı ile Sr_90 ile ışınlanan numunelerin doz cevap eğrilerinden elde edilen alanlar ile 1 Gy ışınlamadan elde edilen doz cevap eğrileri alanlarını kullanarak alan doz hesabı yapılarak kalibrasyon işlemi tamamlandı. Tüm dozimetrelerin aldıkları dozu %5 güven aralığında emisyon yapabildiği gözlemlendi.

Kalibrasyon işlemi tamamlandıktan sonra TLD' ler ile doz ölçüm işlemlerine geçmeden önce bazı çalışmaların yapılması gerekmektedir. Bunlar TLD' lerin duyarlılığını gösteren Element Correction Coefficient (ECC) ve okuyucudan alınan nC cinsinden verilen fototüp akımının soğurulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan dönüşüm katsayısı Reader Calibration Factor'ün (RCF) bulunmasıdır. Bu her iki faktörü de hesapladıktan sonra TLD' ler artık doz ölçümüne hazır hale gelmiştir.

Ölçümlere başlamadan önce TLD' ler tekrar prosedürlerine uygun olarak 400°C de 1saat 100°C de 2saat olacak şekilde tavlansak önceki ölçümlere ait tüm bilgileri temizlenerek ölçüme hazır hale getirildi. Tesiste ve personelde belirlenen noktalara dozimetreleri yerleştirilerek ölçümler alınmaya başlandı.

Her 100 hastada bir Harshaw' da TLD' leri okuyarak doz cevap eğrileri elde edildi. Prosedüre uygun olarak tavlayarak tekrar ölçüme hazır hale getirildiler. Ölçümler 3 (üç) kez tekrar edildi.

Aynı zamanda da BT'den kaynaklanan saçılmış radyasyon dozlarını tespit edebilmek için BT odasında hastadan belirli mesafelerde 0.5, 0.75, 1.00, 1.50, 2.00 Geiger Muller dedektörü ile doz hızı ölçümü yapıldı.

3.1. TLD Okuyucu Sistemi

TLD'lerin okunmasında kullanılan "Harshaw 3500" TLD okuyucu (Şekil 3.7.), TLD için özel hazırlanmış bir program olan WinREMS 'in yüklü olduğu bir bilgisayara bağlanmıştır. WinREMS okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ışıma eğrilerini oluşturup analiz eden ve hafızaya alabilen bir programdır (Özkan A.K., 2005).



Şekil 3.7. "Harshaw 3500" TLD okuyucu

Bu okuyucu tek bir TLD elementi için bir çekmece, doğrusal ve programlanabilir ısıtma sistemi, soğutmalı fotoçoğaltıcı tüp ve ışığı ölçmek için uygun elektronik yapılar içerir.

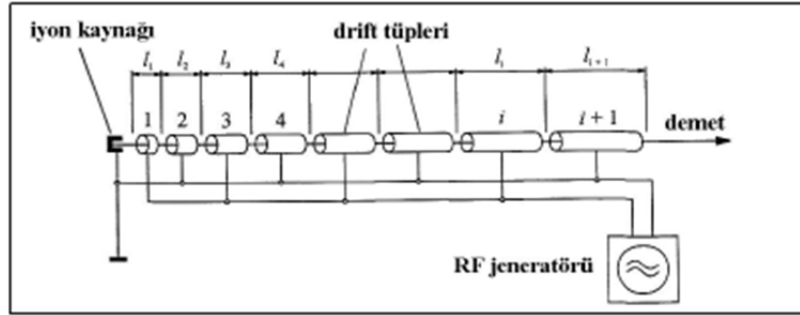
- En iyi sıcaklık tekrarlanabilirliği için termoçiftlerle planchet ısıtması.
- Isıtma profili; ön ısıtma, ısıtma ve tavlama işlemlerini içerir.
- 600°C (1112°F)'ye kadar ısıtma kapasitesi.
- Maksimums kazanç kararlılığı için termoelektrik PMT soğutucu.
- Ayarlanabilen alarm seviyeleri.
- Otomatik, doğal fon çıkarma seçeneği.
- Çift foto çoğaltıcı tüpüyle aynı anda iki pozisyonda okuma yapma olanağı.
- Klavyeden giriş yapılarak veya barkot okuyucu yardımıyla kartın tanıtılması.
- 2,3 veya 4 detektörlü kartlar okuyabilir.
- Tekli çip, toz ya da çubuk şeklinde örnekler için planchet vardır.

- WinREMS arayüzü, Işıma eğrisi analiz yazılımı, Kayıt Sistemi, Doz Algoritması gibi yazılım seçenekleri mevcuttur.

3.2. Işınlama Üniteleri

1. Lineer Hızlandırıcılar :

1925 yılında doğru voltaj yerine, değişken voltaj yani değişken elektrik alanın kullanılması fikri ortaya atıldı. 3 yıl sonra Wideroe, bu prensibi kullanarak o ana kadar olumlu sonuçlanan ilk lineer hızlandırıcı testini gerçekleştirdi. Şekil 3.8.' de de gösterildiği gibi lineer hızlandırıcı, demetin hareket doğrultusu boyunca sıralanmış bir dizi sürüklenme (drift) tüplerden meydana gelmektedir. Bu tüpler bir RF (radyo frekans) kaynağına bağlıdır. RF kaynağı yüksek frekansta alternatif voltaj sağlamaktadır. İlk yarım periyotta birinci drift tüpe uygulanan voltaj "iyon kaynağını" terk eden parçacığı hızlandırır. Drift tüpler, Faraday kafesi gibidir ve parçacıkları dış alanlara karşı perdeler. Bu arada, RF alanının yönelimi (aşağı veya yukarı) parçacık herhangi bir etki hissetmeksizin terslenir (İş E., 2007).



Şekil 3.8. Wideroe lineer hızlandırıcısı

Demet birinci ve ikinci tüplerin arasına geldiğinde tekrar hızlanır. Bu süreç her bir drift tüp için kendini tekrarlar. Parçacığın kazanacağı enerji tüp sayısı ile doğru orantılıdır. Tüpleri kullanarak çok yüksek bir voltaja ihtiyaç olmadan parçacıkları hızlandırabilir. Bu, RF hızlandırıcıların elektostatik (doğru voltaj) hızlandırıcılara göre avantajlı yönlerinden biridir. Bu sebeplerden dolayıdır ki günümüzde birçok parçacık hızlandırıcı güçlü RF kaynakları tarafından üretilen "yüksek frekanslı RF voltajı" kullanılmaktadır. Parçacığın ivmelenmesi sırasında hız sürekli artmaktadır. Buna karşın alternatif voltajın frekansı sabit kalmaktadır. Çünkü zaten pahalı olan RF güç kaynağının maliyeti mantıklı limitler içinde tutulmak istenmektedir. Eğer hız artıyorsa, drift tüpler arasındaki boşlukların giderek artması gerekir. Bu bir dezavantajdır.

Şekil 3.9.' da sergilenmekte olan linaclar radyoterapi planlamada tercih edilen bir hızlandırıcıdır.



Şekil 3.9. Teşhis amaçlı Linac

2. OTOMATİK TLD IŞINLAYICI :

Kalibrasyonu yapılan dozimetreler ışınlayıcıya ait olan disklerin içerisine bir çember oluşturacak şekilde dizilerek, zaman aralığı ve tur miktarı belirlenerek numuneler istenilen miktarda Şekil 3.10.' da sergilenen otomatik TLD ışınlayıcı yardımıyla ışınlanmış olurlar. Sistem kaynağı S-90 / Y-90' dır. Kaynak aktivitesi ise; 33MBq' dir.



Şekil 3.10. TLD ışınlayıcı (THERMO 2210)

3.3. TLD' lerin Kalibrasyonu (ECC ve RCF belirlenmesi)

Kristale verilen enerjinin, kristal ısıtıldığı zaman optik radyasyon şeklinde geri yayınlanması "termolüminesans" olarak tanımlanır. Dozimetre, radyoaktif (RA) kaynaktan veya X-ışını kaynaklarından çıkan ışınları ve bu kaynaklar çevresinde çalışan insanların aldıkları radyasyon miktarını tayin etmeye yarayan düzendir. Bu düzeneklerden, temeli termolüminesansa dayananlara TLD denir. TLD olarak kullanılan kristallerden bazıları arasında magnezyum (Mg) ve titanyum (Ti) ile katılanmış lityum florür (LiF: Mg, Ti), mangan (Mn) ile katılanmış kalsiyum florür ($\text{CaF}_2\text{: Mn}$), disprozyum (Dy) ile katılanmış kalsiyum florür ($\text{CaF}_2\text{: Dy}$), karbon (C) ile katılanmış alüminyum oksit ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{: C}$), mangan ile katılanmış lityum borat ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{: Mn}$) sayılabilir. Bunlar arasında en sık kullanılanı etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF: Mg, Ti 'dir. Buna TLD-100'de denir. LiF: Mg, Ti için etkin atom numarası 8.2, kobalt-60'a (Co-60) olan hassasiyeti 1.0, 30 keV/ Co-60 enerji cevabı 1.25, 10 mikrogray (μGy) ile 10 gray (Gy) arasındaki ışınlama dozuna olan yanıtı doğrusaldır. LiF: Mg, Ti 'ün yaydığı termolüminesans ışığın dalga boyu 3500 angstrom ($\text{\AA}$) ile 6000 $\text{\AA}$ arasındadır ve oda sıcaklığında dozimetre piklerinde görülen azalma yılda %5'dir. TLD'ler, ikincil standart dozimetrelerdir. Diğer bir deyişle TLD'ler radyasyonun soğurulan dozunun mutlak bir ölçüsünü vermez. Bu dozimetrelerin hepsi birincil bir ölçüm sistemine göre doğrudan veya kalibre edilmiş ikincil bir sistem yardımıyla kalibre edilmelidir (Aksözen ve diğerleri, 2012).

Termolüminesans kavramı 1660'lı yıllarda bazı floritlerin ve kireç taşlarının ısıtıldığında ışık yaydığının gözlenmesi ile ortaya çıkmıştır. Termolüminesans, bazı kristallerin radyasyon ile transfer edilen enerjiyi depolayarak daha sonra kristalin ısıtıldığında bu enerjiyi görünür ışık formunda yaymasıdır. Farrington Daniels 1950'li yıllarda atom bombası testleri sırasında Moorhead ve ark., 1952 yılında LiF 'ün radyasyon dozimetresi olarak kullanımı ile ilgili başarılı uygulamalar gerçekleştirmiştir. Kullandığı LiF materyalinin formu, günümüze kullanılan TLD-100'ün formuna oldukça yakındır. TL dozimetreleri gibi özel uygulamalar için materyal arayışıyla ilgili ciddi araştırmalar 1950'lerde Daniels ve arkadaşlarının (1953) çalışmalarıyla başlamıştır. Bu yıllarda en çok gelecek vadeden materyal LiF 'dür. Bir süre sonra LiF mineralinin bilinen özelliklerinin materyal içerisindeki Mg ve Ti safsızlıkların katkısıyla şekillendiği anlaşılmıştır. Bu özellik Cameron ve ark. tarafından ortaya konmuştur. Böylece bu çalışmaların sonucunda Harshaw Chemical Company tarafından 1963 yılında TLD-100 dozimetresi üretilmiştir (McKeever, 1985).

LiF medikal alanda radyasyon dozunun ölçümünde en yaygın olarak kullanılan, etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan termolüminesans dozimetresidir. Dokunun etkin atom numarası 7.42 iken LiF 'ün 8.14'dür. Enerjiye bağımlılığı azdır ve 30 keV ile 1 MeV arasındaki enerji bağımlılığı 1.25'dir. LiF 'ün yaydığı termolüminesans ışığın dalga boyu 3500 ile 6000 $\text{\AA}$

arasındadır. LiF fosforundaki tuzakların farklı enerji seviyelerine sahip olmalarından dolayı, ışıma eğrisinde farklı sıcaklıklarda, farklı yarı ömürlere sahip beş tepe noktası ortaya çıkar. Bu tepelerin yarı ömürleri sırasıyla; birinci tepe 10 dakika, ikinci tepe 10 saat, üçüncü tepe 6 ay, dördüncü tepe 7 yıl ve beşinci tepenin yarı ömrü 80 yıldır. Fosfor 40°C'de bir saat fırınlandıktan ve ışınlandıktan sonra okuma 30 dakika geciktirilirse, yarı ömrünün 10 dakika olmasından dolayı, birinci tepe tamamen ortadan kaybolacaktır. Benzer durum ikinci tepe için de geçerlidir. Buradan birinci ve ikinci tepenin rutin dozimetri çalışmaları için uygun olmadığı sonucu çıkar. Bir ışıma eğrisinin şekli, yeri ve tepe noktalarının sayısı fosfor maddesine bağlıdır .

Yüksek tavlama sıcaklığı özellikle dozimetrik tuzaklarda bulunan ve istenmeyen dozun silinmesi için uygulanmaktadır. Düşük sıcaklıkta tavlama ise düşük sıcaklık tuzaklarının kararlı hale gelmesi için yapılmaktadır. Bununla birlikte düşük sıcaklıktaki tavlama dozimetrik tuzakların hassasiyetini arttırmak ve termal veya optiksel sönüm yolu ile TL şiddetindeki olası kayıpların önüne geçmek için uygulanmaktadır (Gülmen M., 2011).

Bütün fosforlar, uğradıkları termik işlemlerebağlı olarak termolüminesans (TL) özelliklerinde bazı değişiklikler gösterirler. TL duyarlılığında belirgin bir değişme olmaksızın, fosforun depolanmış TL'nin tümüyle okunmasını ve tekrar tekrar kullanılabilmesini sağlamak için her zaman birtermik tavlama gerekir. Bu nedenle tüm dozimetrelerduyarlılıklarını ve doğal fonlarını standardize etmek için radyasyon ölçümleri yapmadan önceışınlama tavlama, özellikle geride kalan TL ışımayı ortadan kaldırmak, TL duyarlılığı kurmak ve kararsız düşük sıcaklık ışıma piklerini yok etmek için önemlidir. Zimmerman ve ark.,geniş çaplı tavlama araştırması sonucunda TLD 100'ün 400°C'de 1 saat tavlamadan sonra 80°C'de 16-24 saat tavlamanın en iyi sonuç verdiğini saptamışlardır. Mason ve arkadaşları dozimetreler derhal kullanılacaksa 80°C'de 16 saat tavlama olanağı olamayabileceğinden, bunun yerine 100°C'de 1 saatlik tavlamanın yeterli olacağını saptamışlardır (Mason et al, 1976).

Wald ve arkadaşları ise tekrarlanan 400°C'de 1 saat tavlamaların 100 kezden sonra LiF dozimetreler deki TL duyarlılığı %18 azalttığını bulmuşlardır. TLD'lerin tavlama sırasında fırın sıcaklığının değişiminden çok, tavlama kabındaki termik dalgalanmalar daha etkilidir. Bu nedenle dozimetrelerin seçilen tavlama sıcaklığına ulaşmalarını sağlamak için toplam tavlama süresine bir miktar süre daha eklenmelidir (Aksözen ve diğerleri, 2012).

Tüm TLD'ler aynı hassasiyette üretilmediği için, aynı miktarda radyasyon soğurmalarına karşın okuma sırasında farklı miktarda ışık salarlar. Bu farklılığı ortadan kaldırmak için her TLD'ye bir ağırlık faktörü verilir. Bu faktör ECC (Element düzeltme katsayısı)'dir. Okuyucunun ışın şiddetini soğurulan radyasyon miktarı icinsinden verilmesi için RCF (Okuyucu kalibrasyon faktörü)'nin mutlaka bilinmesi gerekmektedir.

ECC hesaplamaları için prosedüre uygun olarak tavlanan ve 1 Gy ışınlanan dozimetreleri Harshaw 3500 TLD okuyucu sisteminde WinRems yazılımının yardımıyla Generate Calibration Dosimeters modunda tek tek okunarak ECC değerleri bulundu. Bu işlemlerin güvenilirlik ve doğruluk açısından 3 defa tekrarı yapıldı. Daha sonra Şekil 3.11.' de sergilenmekte olan uyumluluk tablosuna göre her bir TLD' ye özgü bulunan ECC değerleri içerisinde $\pm 5\%$ hassasiyete sahip olan 32 adet TLD, sisteme kaydedildi.

Results	
Dosimeter ID	ECC
10e	.9924
1f	1.015
2f	.9686
3f	.9453
4f	1.006
5f	.9985
6f	1.034
7f	.9987

Reading Statistics	
Total	50
Accepted	32
Rejected	18
Mean	4900
% Standard Deviation	7,074

PMT Noise Readings	
Total	0
Mean	
% Standard Deviation	

Reference Light Readings	
Total	0
Mean	
% Standard Deviation	

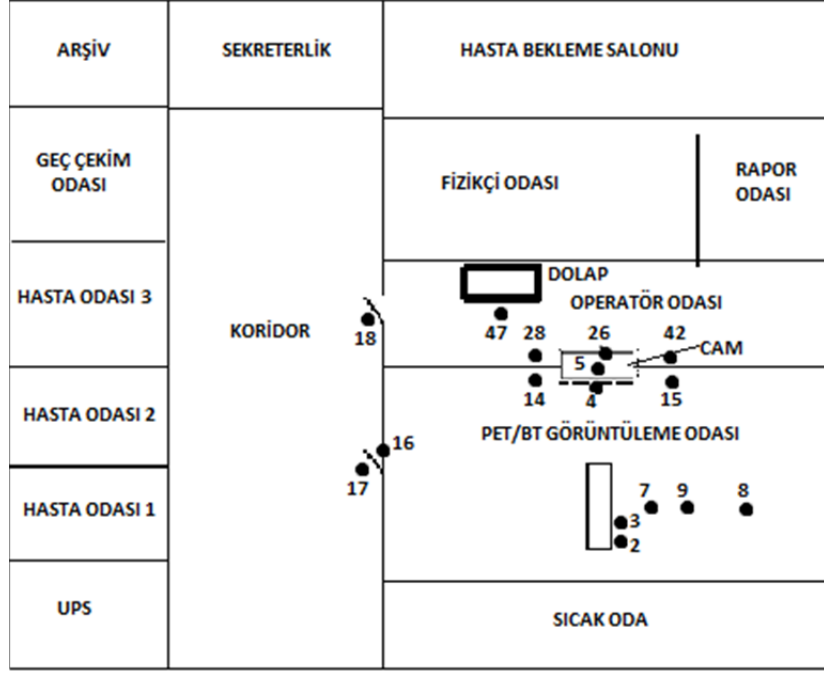
Upper Limit	1,05
Lower Limit	0,95

Şekil 3.11. WinRems yazılımında ECC hesaplama ekranı

Elde ettiğimiz chipset kodlarını not alarak her bir dozimetre numaralandırıldı. Bundan sonra yapılacak bütün işlemlerde numuneler numaralarına göre işleme tabi tutulacaktır. ECC değerleri bulunan TLD' lerin sıradaki aşamada RCF değerleri bulunacaktır. Bu işlem yalnızca bir kere yapılmaktadır. Bunun için öncelikle tavlama prosedürlerine uygun olarak TLD' leri tavlایarak önceki işleme ait olan tüm bilgiler dozimetrelerden silindi. 1Gy' lik ışınlamaya maruz bırakarak numaralandırılmış TLD'ler RCF hesaplama hazır hale getirildi. TLD' ler WinRems yazılımında bu sefer Calibrate Reader modunda ECC hesaplamalarında kaydedilen numara sırasına göre okunarak RCF değeri 0,0048 olarak hesaplandı. Artık 32 adet TLD doz ölçümü için hazır hale getirildi.

3.4. TLD-100 Dozimetrelerin Konumlandırılması

Kalibrasyon işlemleri tamamlanmış olan TLD-100' lerimiz artık doz ölçümü için hazır hale gelmiştir. TLD' ler tesis içerisinde belirlenmiş olan 32 ayrı noktaya konumlandırılmıştır. Her 100 hastada dozimetreler toplanarak doz ölçümü yapılmıştır. İşlem sonrasında tavlansak yeniden ölçüm almaya hazır hale getirilmişlerdir. Bu işlemler toplamda 3 defa tekrar edilmiştir.



Şekil 3.12. TLD' lerin tesis içinde konumlandırılması

Çalışmamız esnasında kullanmış olduğumuz TLD' lerin bir kısmı belirmiş olduğumuz zırlı cama ve duvarlara da yerleştirilmiştir. Bu yerleşim Şekil 2.13.' de gösterilmiştir.

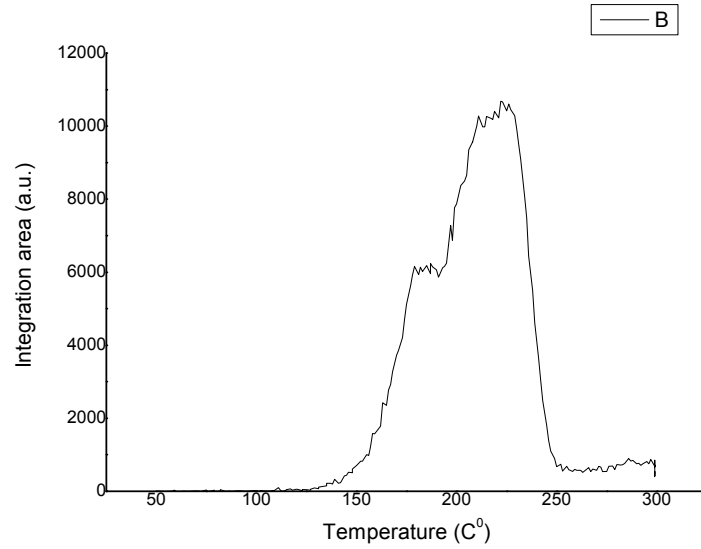


Şekil 3.13. PET tesisinde bulunan operatör odası ve görüntüleme odası arasındaki zırhlı pencere ve duvara dozimetrelerin yerleşimi.

4. BULGULAR

Celal Bayar Üniversitesi Hafsa Sultan Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı PET/BT bölümünde gerçekleştirilen çalışmada TLD' ler PET/BT bölümünde görev alan 2 personel üzerine (baş, tiroid, eller, kalp, göğüs), operatör odası ve görüntüleme odasında belirli noktalara (Şekil 2.11.) yerleştirildi. TLD' lerle yapılan ölçümlerin yanı sıra ED de FDG hazırlama, taşıma, enjeksiyon, hasta görüntüleme ve hastayı bölümden gönderme işlemleri esnasında ölçümler alınmıştır. Bu işlemler esnasında harcanan süreler ortalama; FDG hazırlama 37s, FDG enjeksiyonu 32s, taşıma 4s, hasta görüntüleme 25 dk ve hastayı bölümden göndermek için 30 sn olarak tespit edilmiştir. Ayrıca, maruz kalınan günlük radyasyon dozu ED ile $8.4\mu\text{Sv}$ olarak ölçülmüştür.

TLD' lerin Harshaw 3500 TLD okuyucu sisteminde WinRems yazılımının yardımıyla datalarını elde ettik ve her bir TLD' ye ait doz_cevap eğrileri hesaplandı (Şekil 4.1.).



Şekil 4.1. TLD-100 dozimetresinin örnek ısıma eğrileri

Daha sonra TLD ısıma eğrilerinin altında kalan integrasyon alanları hesaplandı. Bu işlem sonunda elde edilen alanlar, daha önce yapılmış olan kalibrasyon işleminde elde edilen 1Gy' lik ışınlanmaya karşılık gelen integrasyon alanları ile karşılaştırılarak doz hesabı yapıldı.

Çalışma boyunca kullanılan dozimetrelerimizden elde edilen TLD ısıma eğrileri ve tespit ettiğimiz doz değerlerine ait doz integrasyon alanları (her bir ölçüm için) ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Birinci ölçümde 100 hasta için toplam 660.03mCi FDG kullanılmış ve hasta başına ortalama 6.60mCi FDG enjeksiyonu yapılmıştır. Toplam 32 adet TLD Tablo 4.1.' de belirtilmiş olan noktalara yerleştirilmiş ve her 100 hasta ışınlanmasından sonra TLD' ler toplanmıştır. Alınan ölçümlerin sonuçları Tablo 4.1.' de verilmektedir.

Tablo 4.1. TLD-100 dozimetreleri kullanılarak PET ünitesinde 100 hasta için farklı alanlarda elde edilen 1. ölçüm sonuçları

DOZİMETRE YERİ	NO	ECC	TOPLAM TL ŞİDDETİ (KALİBRASYON)	TOPLAM TL ŞİDDETİ (ÖLÇÜM)	SONUÇ (mGy)
PET 0.50m	2	0.931	1.12372E8	641726	5.71
PET 1.00m	3	0.868	1.20724E8	80702.5	0.67
Kamera cam alt	4	0.942	1.18523E8	30903	0.27
Kamera cam orta	5	0.946	1.18497E8	48103	0.40
Yatak 0.25m	7	0.990	1.18281E8	327594	2.76
Yatak 1.00m	8	1.008	1.16421E8	147048.5	1.27
Yatak 0.50m	9	1.010	1.17888E8	371318.5	3.14
Pet karşı duvar	12	1.049	870777.5	75631	0.086
Kam.camsol duvar	14	1.025	1.05947E8	55970	0.52
Kam.camsağDuvar	15	1.051	1.16872E8	59793.5	0.51
Kamera kapı iç	16	1.025	1.15239E8	81927.5	0.71
Kamera kapı dış	17	1.102	1.19409E8	12523.5	0.10
Operatör kapı dış	18	1.020	1.11658E8	16635	0.14
Enj. Alt batin	20	0.983	1.18203E8	0	0
Enj. Baş	21	1.042	1.19179E8	23592.5	0.19
Background	23	1.010	1.24421E8	10323.5	0.082
Lab.baş	25	0.988	1.07277E8	20711.5	0.19
OperatörcamOrta	26	0.984	1.18456E8	13030	0.10
Enj. Karın	27	0.948	1.15528E8	12426	0.10
Operatörcam sağ	28	1.018	1.15586E8	17741	0.15
Enj. Kalp	31	1.057	1.11026E8	13526.5	0.12
Lab. Tiroid	32	1.007	1.12054E8	0	0
Enj. Sağ el	36	0.989	1.14603E8	86648.5	0.75
Enj. Tiroid	38	1.027	9.94843E7	0	0
Operatör cam sol	42	1.029	1.18378E8	13278	0.11
Lab. Sağ el	43	0.943	1.16315E8	598474.5	5.14
Background	44	1.002	1.13913E8	11036.5	0.096
Lab. Karın	45	0.977	1.18424E8	14099.5	0.11
Lab. Sol el	46	0.958	1.1458E8	315423	2.75
Operatör dolap	47	1.000	1.14646E8	15613	0.13
Lab. Kalp	48	1.026	1.20136E8	13754	0.11
Enj. Sol el	49	0.1012	1.19998E8	165596	1.37

İkinci ölçümde yine 100 hasta için toplam 695.72mCi FDG kullanılmış ve hasta başına ortalama 6.95mCi FDG enjeksiyonu yapılmıştır. Toplam 32 adet TLD Tablo 4.2.' de belirtilmiş olan çeşitli noktalara yerleştirilmiş ve her 100 hasta ışınlanmasından sonra TLD' ler toplanmıştır. Alınan ölçümlerin sonuçları Tablo 4.2.' de verilmektedir.

Tablo 4.2. TLD-100 dozimetreleri kullanılarak PET ünitesinde 100 hasta için farklı alanlarda elde edilen 2. ölçüm sonuçları

DOZİMETRE YERİ	NO	ECC	TOPLAM TL ŞİDDETİ (KALİBRASYON)	TOPLAM TL ŞİDDETİ (ÖLÇÜM)	SONUÇ (mGy)
PET 0.50m	2	0.931	1.12372E8	150951	1.34
PET 1.00m	3	0.868	1.20724E8	97559	0.80
Kamera cam alt	4	0.942	1.18523E8	35271	0.30
Kamera cam orta	5	0.946	1.18497E8	47435	0.40
Yatak 0.25m	7	0.990	1.18281E8	331087.5	2.80
Yatak 1.00m	8	1.008	1.16421E8	141970.5	1.21
Yatak 0.50m	9	1.010	1.17888E8	353200.5	3.00
Pet karşı duvar	12	1.049	870777.5	72980.5	0.083
Kam.camsolduvar	14	1.025	1.05947E8	55649	0.52
Kam.camsağduvar	15	1.051	1.16872E8	53975.5	0.47
Kamera kapı iç	16	1.025	1.15239E8	84206	0.73
Kamera kapı dış	17	1.102	1.19409E8	14066	0.11
Operatör kapı dış	18	1.020	1.11658E8	13638.5	0.12
Enj. Alt batin	20	0.983	1.18203E8	11528	0.097
Enj. Baş	21	1.042	1.19179E8	24362	0.20
Background	23	1.010	1.24421E8	15883.5	0.12
Lab.baş	25	0.988	1.07277E8	23359.5	0.21
Operatör cam orta	26	0.984	1.18456E8	13367.5	0.11
Enj. Karın	27	0.948	1.15528E8	15736.5	0.13
Operatör cam sağ	28	1.018	1.15586E8	17136	0.14
Enj. Kalp	31	1.057	1.11026E8	12521	0.11
Lab. Tiroid	32	1.007	1.12054E8	22078.5	0.19
Enj. Sağ el	36	0.989	1.14603E8	121985	1.06
Enj. Tiroid	38	1.027	9.94843E7	16189.5	0.16
Operatör cam sol	42	1.029	1.18378E8	21202	0.18
Lab. Sağ el	43	0.943	1.16315E8	575122	4.94
Background	44	1.002	1.13913E8	0	0
Lab. Karın	45	0.977	1.18424E8	0	0
Lab. Sol el	46	0.958	1.1458E8	435498	3.80
Operatör dolap	47	1.000	1.14646E8	12641	0.11
Lab. Kalp	48	1.026	1.20136E8	16517.5	0.13
Enj. Sol el	49	0.1012	1.19998E8	143605.5	1.19

Üçüncü ve son ölçümde yine 100 hasta için toplam 617.59 mCi FDG kullanılmış ve hasta başına ortalama 6.18 mCi FDG enjeksiyonu yapılmıştır. Toplam 32 adet TLD Tablo 4.3.' de belirtilmiş olan çeşitli noktalara yerleştirilmiş ve her 100 hasta ışınlamasından sonra TLD' ler toplanmıştır. Alınan ölçümlerin sonuçları Tablo 4.3.' de verilmektedir.

Tablo 4.3. TLD-100 dozimetreleri kullanılarak PET ünitesinde 100 hasta için farklı alanlarda elde edilen 3. ölçüm sonuçları

DOZİMETRE YERİ	NO	ECC	TOPLAM TL ŞİDDETİ (KALİBRASYON)	TOPLAM TL ŞİDDETİ (ÖLÇÜM)	SONUÇ (mGy)
PET 0.50m	2	0.931	1.12372E8	129361	1.15
PET 1.00m	3	0.868	1.20724E8	86252	0.71
Kamera cam alt	4	0.942	1.18523E8	32257	0.27
Kamera cam orta	5	0.946	1.18497E8	42360	0.35
Yatak 0.25m	7	0.990	1.18281E8	312099	2.63
Yatak 1.00m	8	1.008	1.16421E8	124963	1.07
Yatak 0.50m	9	1.010	1.17888E8	333907.5	2.83
Pet karşı duvar	12	1.049	870777.5	69518.5	0.080
Kam.cam sol duvar	14	1.025	1.05947E8	50392	0.48
Kam.cam sağ duvar	15	1.051	1.16872E8	50923.5	0.43
Kamera kapı iç	16	1.025	1.15239E8	69936	0.60
Kamera kapı dış	17	1.102	1.19409E8	16134	0.13
Operatör kapı dış	18	1.020	1.11658E8	14785	0.13
Enj. Alt batın	20	0.983	1.18203E8	12947	0.10
Enj. Baş	21	1.042	1.19179E8	24288	0.20
Background	23	1.010	1.24421E8	14801	0.12
Lab.baş	25	0.988	1.07277E8	24851.5	0.23
Operatör cam orta	26	0.984	1.18456E8	16842	0.14
Enj. Karın	27	0.948	1.15528E8	15583.5	0.13
Operatör cam sağ	28	1.018	1.15586E8	16955.5	0.14
Enj. Kalp	31	1.057	1.11026E8	12793	0.11
Lab. Tiroid	32	1.007	1.12054E8	18994	0.17
Enj. Sağ el	36	0.989	1.14603E8	85855.5	0.74
Enj. Tiroid	38	1.027	9.94843E7	16942	0.17
Operatör cam sol	42	1.029	1.18378E8	21436.5	0.18
Lab. Sağ el	43	0.943	1.16315E8	362149	3.11
Background	44	1.002	1.13913E8	18221.5	0.16
Lab. Karın	45	0.977	1.18424E8	15151	0.13
Lab. Sol el	46	0.958	1.1458E8	289653	2.52
Operatör dolap	47	1.000	1.14646E8	16948.5	0.14
Lab. Kalp	48	1.026	1.20136E8	19770.5	0.16
Enj. Sol el	49	0.1012	1.19998E8	117309	0.97

Son olarak aldığımız tüm ölçümlerin ortalamasını alarak toplam 300 hasta ışınlanmasından sonra ortalama radyasyon dozları hesaplanmıştır ve elde edilen değerler tartışmalar kısmında literatürlerle karşılaştırılmıştır. Hesaplanan ortalama doz değerleri Tablo 4.4.' te verilmektedir.

Tablo 4.4. 3 ölçümün ortalamasına ait sonuçlar

DOZİMETRE YERİ	NO	ECC	TOPLAM TL ŞİDDERİ (KALİBRASYON)	TOPLAM TL ŞİDDETİ (ÖLÇÜM)	SONUÇ (mGy±SD)
Pet 0.50m	2	0.931	1.12372E8	307346	2.73±2.58
Pet 1.00m	3	0.868	1.20724E8	88172	0.73±0.067
Kamera cam alt	4	0.942	1.18523E8	32810	0.28±0.017
Kamera cam orta	5	0.946	1.18497E8	45960	0.39±0.029
Yatak 0.25m	7	0.990	1.18281E8	323593.5	2.73±0.089
Yatak 1.00m	8	1.008	1.16421E8	135146	1.19±0.10
Yatak 0.50m	9	1.010	1.17888E8	280802	2.99±0.16
Pet karşı duvar	12	1.049	870777.5	72710	0.083±0.003
Kam.cam sol duvar	14	1.025	1.05947E8	54003	0.50±0.02
Kam.cam sağ duvar	15	1.051	1.16872E8	54897.5	0.47±0.04
Kamera kapı iç	16	1.025	1.15239E8	78690	0.68±0.07
Kamera kapı dış	17	1.102	1.19409E8	14242	0.11±0.015
Operatör kapı dış	18	1.020	1.11658E8	15019.5	0.13±0.010
Enj. Alt batın	20	0.983	1.18203E8	12237.5	0.11±0.002
Enj. Baş	21	1.042	1.19179E8	24080	0.20±0.005
Background	23	1.010	1.24421E8	13670	0.11±0.02
Lab.baş	25	0.988	1.07277E8	29878	0.21±0.02
Operatör cam orta	26	0.984	1.18456E8	14413	0.12±0.02
Enj. Karın	27	0.948	1.15528E8	14582	0.12±0.017
Operatör cam sağ	28	1.018	1.15586E8	17277.5	0.14±0.0058
Enj. Kalp	31	1.057	1.11026E8	12947	0.11±0.0058
Lab. Tiroid	32	1.007	1.12054E8	20536.25	0.18±0.014
Enj. Sağ el	36	0.989	1.14603E8	98163	0.85±0.018
Enj. Tiroid	38	1.027	9.94843E7	16565.75	0.16±0.007
Operatör cam sol	42	1.029	1.18378E8	18639	0.16±0.04
Lab. Sağ el	43	0.943	1.16315E8	391319.5	4.40±1.11
Background	44	1.002	1.13913E8	14629	0.13±0.046
Lab. Karın	45	0.977	1.18424E8	14625.25	0.12±0.014
Lab. Sol el	46	0.958	1.1458E8	346858	3.02±0.68
Operatör dolap	47	1.000	1.14646E8	15067.5	0.12±0.015
Lab. Kalp	48	1.026	1.20136E8	16014	0.13±0.026
Enj. Sol el	49	0.012	1.19998E8	142138	1.18±0.20

Tablo 4.5.' de çalışmamıza ait aylık ve yıllık radyasyon dozu maruziyetlerinin miktarları sergilenmektedir.

Tablo 4.5. Çalışmada personellerin almış oldukları aylık ve yıllık doz miktarları

İŞLEMLER	AYLIK DOZ MİKTARI (mGy)	YILLIK DOZ MİKTARI (mGy)
ENJEKSİYON SAĞ EL	1.7	20.4
ENJEKSİYON SOL EL	2.36	28.32
LABORATUVAR SAĞ EL	8.8	105.6
LABORATUVAR SOL EL	6.04	72.48
ENJEKSİYON TİROİD	0.32	3.84
LABORATUVAR TİROİD	0.36	4.32
ENJEKSİYON TÜM VÜCUT	0.54	6.48
LABORATUVAR TÜM VÜCUT	0.29	3.48
GÖRÜNTÜLEME TÜM VÜCUT	1.92	23.04
GÖĞÜS	0.48	5.76

Tablo 4.1.' de görüldüğü gibi yıllık doz miktarlarında en düşük radyasyon dozu 3,48 mGy olarak laboratuvarda çalışan personelin tüm vücut dozu tüm vücut dozu, en yüksek radyasyon dozu da 105.6 mGy olarak hesaplanmış olan laboratuvar sağ el olarak tespit edilmiştir.

5. TARTIŞMA

PET radyonüklidlerinin ışınlama hızı nükleer tıp tekniklerinde kullanılan diğer radyonüklidlere göre daha yüksek, foton enerjileri yüksek, yarı ömürleri kısadır. Bu yüzden Nükleer Tıp' ta maruz kalınan radyasyon dozları, PET/BT ünitelerinde maruz kalınan radyasyon dozlarından daha düşüktür. PET/BT'de vial, enjektör, atıklar gibi aktivitesi yüksek kaynaklarda korunmanın daha etkili olabilmesi için, kaynakların zırhlanması öncelikli olmaktadır. Radyonüklid enjeksiyonundan sonra radyoaktif kaynak haline gelen hastalarda etkin korunmanın yolu ise hastalardan maksimum uzaklıkta durmak ve mümkün olan en az zamanı geçirmekle sağlanabilir (Pant G.S. ve Senthamizhchelvan S., 2006).

Konvansiyonel Nükleer Tıp uygulamalarında tüm vücut radyasyon dozu 2.8 mSv/yıl, uygulama başına ortalama radyasyon dozu; 1.5 (0.3-5.3) mikroSv'dır. PET çalışmalarında, tüm vücut efektif doz değeri; ~7,5 mSv/ yıldır (Clarke et al,1992). PET/BT uygulamalarında, diagnostik amaçlı çalışmalarda BT kullanılarak yapılan yüksek doz uygulamalar tüm vücut efektif dozunu (24.8mSv) belirgin şekilde artırır. Düşük doz uygulamalarda hasta dozları düşmektedir (8.5mSv) (Brix et al, 2005).

Gonzalez ve ark., 1999 yılında yaptıkları çalışmada termoluminesans dozimetreler kullanarak günlük el dozlarını sol el için 1.4-7.7 μ Sv ve sağ el 0.8-2.4 μ Sv olarak bulmuşlardır. Sol el sağ elden daha fazla radyasyona maruz kalmıştır. Svegborn ve ark. 2010 yılında yaptığı çalışmada PET/BT ünitelerinde radyasyonla çalışan 4 ayrı personel için göz, tiroid, sağ el ve sol ele ait radyasyon maruziyetlerine ait absorbe edilen doz miktarlarını incelemiştir. Tüm teknisyenlerin tiroid ve göz için absorbe edilen doz miktarları <0.10mGy iken, yine aynı 4 teknisyene ait el doz değerleri birbirinden farklı ve her birinin sağ el absorbe edilen doz miktarı sırasıyla 0.90, <0.50, <0.30, <0.40mGy'dir. Sol ele ait doz değerleri içinde aynı durum söz konusudur. Sol el için absorbe edilen doz değerleri <0.80, <0.50, <0.90 ve <0.90 şeklindedir. Çalışmamızda laboratuvar ve enjeksiyon işlemlerinden kaynaklanan el dozları günlük (10 hasta) sağ el için 0,52 mGy/243 MBq ve sol el için 0.43 mGy/243 MBq olarak bulunmuştur. Çalışmada elde edilen verilerden sağ ele ait günlük radyasyon dozu Svegborn' un yapmış olduğu çalışma ile uyum göstermektedir. Fakat sol elin radyasyon dozu Sevgborn' un elde etmiş olduğu verilere oranla düşüktür. Bunun en belirgin nedeni çalışan personelin sağ elinin sol eline göre daha fazla radyoaktif madde ile temasının bulunmasıdır.

Tablo 4.4.' te ortalamaları hesaplanan el dozlarını incelediğimizde ise 100 hasta için , enjeksiyon işleminden kaynaklanan sağ el dozu 0.85 mGy ve sol el dozu 1.18 mGy olarak belirlenmiştir. Bu durumun sebebi olarak da enjeksiyon sağ el ile yapılırken damar yoluna ait üçlü musluk sol el ile tutulmasından dolayı sağ el sol elden daha az radyasyona maruz

kalmıştır. Aynı şekilde laboratuvar sağ el ve sol el dozuna bakacak olursak, sağ el dozu 4.40 mGy iken sol el dozu 3.02 mGy' dir. Laborant radyoaktif maddeyi sağ eli ile enjektöre çekerken sol eli zırlı kabı tutmaktadır. Bu nedenle sağ el dozu sol ele oranla daha yüksektir. Ayrıca Tablo 4.1., Tablo 4.2. ve Tablo 4.3.' te ki el dozları incelendiğinde gözlemlenebilir bir azalma söz konusudur. Çünkü, çalışan personelin deneyime bağlı olarak pratikliği artış gösterir ve buna bağlı olarak doz maruziyeti azalmaktadır.

Çalışmamızda enjeksiyon işlemi yapılırken personelin tiroidi 0.16 mGy ve laboratuvar işlemi süresince laborantın tiroidi 0.18 mGy radyasyona maruz kalmıştır.

Pant ve arkadaşlarının 2006 yılında yaptıkları çalışmada PET/BT'de çalışan personellerin göğüs dozları TLD'ler kullanılarak tespit edilmiştir. Elde ettikleri sonuçlar 3 aylık periyotlarla 3.19-3.42 mSv arasındadır. Çalışmamızda 3 aylık göğüs radyasyon dozu 1.44 mGy olarak tespit edilmiştir. Literatürlere oranla çalışmada elde edilen radyasyon dozu daha düşüktür. Bunun en belirgin sebebi personellerin zırhlamalarının daha koruyucu düzeyde olması ya da personellerin kaynağa (hasta, vial, enjektör, atık, vb.) yakın mesafede geçirmiş oldukları sürelerin azlığıdır.

Benatar ve ark., 2000 yılındaki çalışmasında tüm vücut dozunu 5.5 μ Sv/370MBq, Chiesa ve ark. 1997 yılındaki çalışmasında 11 μ Sv/500MBq olarak tespit etmişlerdir. Abdalla ve ark. 2010 yılında yaptığı çalışmada 7 aylık periyotta TLD okuyucular ile yaptıkları çalışmada iyonlaştırıcı radyasyon ile çalışan personelin absorbe ettiği doz değerlerini; enjeksiyon sırasında tüm vücut dozu 4.2 $\pm$ 1.1 μ Sv, görüntüleme sırasında tüm vücut dozu 1.0 $\pm$ 0.4 μ Sv, laboratuvar da ki tüm vücut dozu 4.0 $\pm$ 0.95 μ Sv olarak bulunmuştur. Çalışmamızda; enjeksiyon sırasında aylık tüm vücut dozu 0.54 mGy, görüntüleme sırasında tüm vücut dozu 1.92mGy, laboratuvar da ki tüm vücut dozu 0.29 mGy olarak bulunmuştur. Enjeksiyon, laboratuvar ve görüntülemede maruz kalınan dozları kendi arasında kıyaslayacak olursak; en az maruziyet laboratuvara aittir. Çünkü, en kısa süreli çalışma burada gerçekleşmektedir. FDG' nin enjektöre çekilerek hazırlanma süresi 37 sn'dir. Enjeksiyon işleminde aktif maddenin enjeksiyonundan sonra damar yolunun serum fizyolojik ile yıkanması 32 sn' dir. Laborantın harcadığı zamana oranla daha kısa sürede enjeksiyon işlemi yapılmasına rağmen zırhlamanın laboratuvara göre daha düşük olmasından dolayı daha yüksek radyasyona maruz kalmaktadır. Görüntüleme yapan operatör ise görüntüleme süresinin uzunluğundan dolayı en fazla doza maruz kalmaktadır.

Robinson ve ark., günlük tüm vücut radyasyon dozunu elektronik dozimetrelerle 32 μ Sv, E. Stranden ve ark. günlük radyasyon dozunu 36 μ Sv olarak bulmuşlardır (Clarke et al, 1992). Çalışmamızda elektronik dozimetre ile günlük tüm vücut radyasyon dozunu (10 hasta) 8.4 μ Sv olarak bulunmuştur.

Tez çalışmasında PET/BT görüntüleme odasında enjeksiyondan 60 dakika sonra BT çekimi esnasında hastadan 0.5, 0.75, 1, 1.5 ve 2 m mesafelerde doz hızları tespit edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre; sırasıyla doz hızları 20, 20, 19, 17, ve 8 $\mu\text{Sv/h}$ olarak bulunmuştur. Pant G.S. ve ark., 2006 yılında yaptığı çalışmada 370 MBq F-18 FDG enjeksiyon sonrası 0.5m, 1.00m, 2.00m uzaklıktaki doz hızlarını enjeksiyon sonrası için 12.3, 39.8 ve 17.3 $\mu\text{Sv/h}$, görüntüleme sonrası ise 54.1, 18.5 ve 43 $\mu\text{Sv/h}$ olarak tespit etmişlerdir. Demir ve ark., 2010 yılında yaptığı çalışmada 555MBq F-18 FDG enjeksiyonundan 117dk sonra hastadan 0.1m, 0.25m, 0.50m mesafelerden ölçülen doz hızları sırasıyla 3.92mSv, 2.11mSv, 1.08mSv olarak bulunmuşlardır. Çalışmada 0.5 m' de elde ettiğimiz doz hızı, Pant ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada 0.5 m' de elde etmiş oldukları doz hızından yüksektir. Ayrıca çalışmada 1 ve 2 m' deki doz hızları Pant ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada elde ettikleri doz hızından düşüktür.

6. SONUÇ

Bu tez çalışmasında Celal Bayar Üniversitesi PET/BT merkezinde iyonize radyasyonla çalışan personelin aldığı radyasyon dozunun TLD ve ED kullanılarak belirlenmesi ve PET/BT görüntüleme odasında BT çekimi esnasında belirli mesafelerden Geiger-Müller yardımı ile doz hızı ölçümleri hedeflenmiştir. PET/BT bölümünde görev alan 2 personelin vücudundaki çeşitli noktalara, operatör odası ve görüntüleme odasında belirli noktalara yerleştirildi. TLD' lerle yapılan çalışmaların yanı sıra elektronik dozimetrelerle de FDG hazırlama, taşıma, enjeksiyon, hasta görüntüleme ve hastayı bölümden gönderme işlemleri esnasında ölçümler alınmıştır. Radyasyonla ışınlamanın kontrolü, ALARA prensibinin değerlendirilmesi, yüksek dozların belirlenmesi ve çalışma uygulamalarının değerlendirilmesi açısından önemlidir. Kullanılan teknik, zırhlama, radyasyon çalışanının deneyimi ve pratiği alınan dozları değiştirmektedir. Çalışmamızda en yüksek radyasyona maruz kalan ellerin maruziyetini azaltmak için personelin dönüşümlü çalışması önerilir. Deneyim ve kurşun zırhlı ekipman çalışan maruziyetini azaltmakta çok önemlidir. Güvenli çalışma koşulları için tesisin iyi bir şekilde planlanması ve bu planlamadan ödün verilmemesi gerekmektedir. Gerekli korunma önlemleri alındığında doz hazırlanması aşamasında maruz kalınan doz ICRP-60 yıllık Maksimum müsaade edilen doz limitinin altında olacaktır.

KAYNAKLAR

1. ABDALLA N. AL-HAJ, LOBRIGUITO AIDA M., ARAFAH A. ve PARKER P., Deriving Staff and Public Doses in a PET/CT Facility From Measured Radiation Levels Using Thermoluminescent Dosimetry, Radiation Protection Dosimetry (2011), Vol. 144, No. 1–4, pp. 487–491, 2010.
2. AKSÖZEN M. T., Kadir YARAY, Selahattin MENTEŞ, Mete GÜNDOĞ, Celalettin EROĞLU Calibration of Gamma Rays With LiF Thermoluminescence Dosimeters, Türk Onkoloji Dergisi ;27(1):24-28 Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Kayseri, 2012.
3. Benatar NA., Cronin BF., O'Doherty MJ., Radiation Dose Rates From Patients Undergoing PET: Implications For Technologists and Waiting Areas, Eur J Nucl. Med., 2000.
4. Buls N, Pagés J, de Mey J, Osteaux M., Evaluation of patient and staff doses during various CT fluoroscopy guided interventions., Health Phys., 2003.
5. Brix G, Beyer T., PET/CT: dose-escalated image fusion?, Nuklearmedizin. 2005.
6. CLARKE EA., THOMSON WH., NOTGHI A., HARDING LK., Radiation Doses From Nuclear Medicine Patients to an Imaging Technologist: Relation to ICRP Recommendations for Pregnant Workers, Nuc. Med. Commun., 1992.
7. Chiesa C, De Sanctis V, Crippa F, Schiavini M, Fraigola CE, Boggi A, Pascali C, Decise D, Marchesini R, Bombardieri E., Radiation Dose to Technicians Per Nuclear Medicine Procedure: Comparison Between Technetium-99m, Gallium-67, and Iodine-131 Radiotracers and Fluorine-18 Fluorodeoxyglucose, Eur J Nucl Med., 1997
8. DAVID W. Townsend, PhD, Positron Emission Tomography/Computed Tomography, Semin Nucl Med 38:152-166 Elsevier Inc., © 2008.
9. DELOAR M.H., FUJIIWARA T., SHIDAHARA M., NAKAMURA T., YAMADERA A. and ITOH M., Internal Absorbed Dose Estimation by a TLD Method for 18F-FDG and Comparison with the Dose Estimates From Whole Body PET, 1998.
10. DEMİR B., Murat OKUTAN, Mustafa DEMİR İstanbul Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü; İstanbul Üniversitesi, Onkoloji Enstitüsü, Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı; İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Pozitron Emisyon Tomografi ve Radyoterapi Tedavi Planlama Türk Onkoloji Dergisi;24(2):88-97, 2009.
11. DEMİR M., DEMİR B., SAYMAN H., SAGER S., SABBİR ASM A. ve USLU İ., Radiation Protection For Accompanying Person and Radiation Workers in PET/CT, Radiation Protection Dosimetry (2011), Vol. 147, No. 4, pp. 528–532, 2010.

12. DEMİR M., Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları. İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Anabilim Dalı. İstanbul, 2011.
13. ERTAN E., Nükleer Mühendis-Ladik KHGB Birlik Mühendisi, Radyasyon ve Etkileri, <http://www.belgeler.com> (20.05.2013).
14. GONZALEZ L., Vano E., Cordeiro CA., Carreras JL., Preliminary Safety Evaluation of a Cyclotron Facility for Positron Emission Tomography Imaging, Eur J. Nuc. Med., 1999.
15. GÖKSEL S., Radyasyonun Biyolojik Etkileri ve Korunma, İ.T.Ü. Matbaası, İstanbul, 1973.
16. Guillet B, Quentin P, Waultier S, Bourrelly M, Pisano P, Mundler O., Technologist Radiation Exposure in Routine Clinical Practical with 18F_FDG PET, J Nucl Med Technol., 2005.
17. GÜLMEN M., Medikal Alanda Kullanılan LiF:Mg,Ti (TLD-100)' ün Dozimetrik Özelliklerinin İncelenmesi, Fizik Anabilim Dalı, ADANA, 2011.
18. Ho W.Y., Wong K.K., Leung Y.L., Cheng K.C., Ho F.T.H., 2002. Radiation Doses to Staff in a Nuclear Medicine Department. Nuclear Medicine Unit Queen Mary Hospital, Hong Kong, 2002.
19. HUANG B., LAW W.M., KHONG P.P., Whole-Body PET/CT Scanning: Estimation of Radiation Dose and Cancer Risk, Supplemental material: <http://radiology.rsna.org/cgi/content/full/2511081300/DC1>, RSNA 2009.
20. HUMM JL, Rosenfeld A, Del Guerra A. From PET detectors to PET scanners. Eur J Nucl Med Mol Imaging;30(11):1574-97, 2003.
21. IAEA (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY), Cyclotron Produced Radionuclides: Physical Characteristics and Production Methods, VIENNA, 2009.
22. IAEA (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY) Nuclear Technology Review, VIENNA, 2012.
23. STÜRM R.P., TRAUB K., BERLEPSCH P., REISCHMANN F.J., ZOUBEK N., Implementation of the ICRP-60 Recommendations by Swiss Pharmaceutical Companies, 1990.
24. İŞ E., Gazi Eğitim Fakültesi Orta Öğretim Fen ve Matematik Alanları Eğitim Bölümü Fizik Eğitimi Anabilim Dalı, ANKARA, 2007.
25. KAYA E., T.C. Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü; Nükleer Tıp Alanında Çalışan Personelin Uygulamalarda Maruz Kaldığı Radyasyonun Biyolojik Dozimetri ile Belirlenmesi; İstanbul, 2005.
26. KIVRIKDAL D., (18F) Flor Üretiminde Kullanılan [18O]H₂O' nun Saflaştırılması ve Analizi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Mühendisliği A.D., 2009.
27. KÖKLÜ N., Radyasyonun İnsan Sağlığı Üzerindeki Etkileri ve Tıpta Uygulama Alanları, T.C. Selçuk Üniv. Fen Bilimleri Enstitüsü; Konya, 2006.

28. KRASIN M.J., Hudson M.M., Kaste S.C., Positron Emission Tomography in Pediatric Radiation Oncology: Integration in the Treatment-Planning Process. Department of Radiological Sciences, Division of Radiation Oncology, St. Jude Children's Research Hospital, 332 N. Lauderdale, Memphis, TN 38105, USA, ;34(3):214-21. Epub 2004 Jan 27, 2004.
29. LESLIE W.D., Greenberg I., Medical Physics Nuclear Medicine. Landes, 2003.
30. MADSEN M. T., Radiology, University of Iowa Jon A. Anderson Radiology, University of Texas Southwest Texas Medical Center at Dallas AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements, 2005.
31. MASON E.W., PH.D., A. F. MCKINLAY, PH.D. and I. CLARK, Cooling Rate Effects in Thermoluminescence Dosimetry Grade Lithium Fluoride. Implications for Practical Dosimetry, 1976.
32. MCKEEVER, S.W.S., Thermoluminescence of Solids, Cambridge University press, London, 1985.
33. MELCHER CL. Scintillation Crystals for PET. J Nucl Med;41(6):1051-5, 2000.
34. ÖĞÜŞ C., Serap Ket, Tülay Özdemir Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Göğüs Hastalıkları AD, AntalyaToraksın Radyolojik Görüntülenmesinde Radyasyon Riski Toraks Dergisi;4(2):205-207, 2003.
35. ÖZKAN A.K., Kranyospinal ışınlama tekniklerinin yüzüstü ve sırtüstü pozisyonlarda karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi, 2005.
36. PANT G.S. ve SENTHAMİZCHELVAN S., Radiation Exposure to Staff in a PET/CT Facility, IJNM, 21(4): 100-103, 2006.
37. PHELPS M.E., Hoffman EJ, Mullani NA, Ter-Pogossian MM. Application of Annihilation Coincidence Detection to Transaxial Reconstruction tomography. J Nucl Med ;16(3):210-24, 1975.
38. POWSNER R.A., Powsner E.R., Essential Nuclear Medicine Physics. Blackwell Publishing, 2006.
39. SAVAŞ R., PET/BT Nedir, Endikasyonları Nelerdir, Klinik Gelişim Dergisi, 2010.
40. SORENSON J.A., CHERRY R.S., PHELPS E.M., Physics in Nuclear Medicine, SAUNDERS, an imprint of Elsevier, 2003.
41. SOSAR Z., Bilgisayarlı Tomografi, Kilis 7 Aralık Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü, 2012.
42. SÖNMEZOĞLU K., Akciğer Kanserinde Fluorodeoksiglukoz ile Pozitron Emisyon Tomografi (FDG_PET) Uygulamaları, JCAM, 2010.
43. Smart R., 2004. Task-specific Monitoring Of Nuclear Medicine Technologists' Radiation Exposure. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 109, No. 3, pp. 201±209, 2004.

44. SVEGBORN S.L., Radiation Exposure of Patients and Personnel From a PET/CT Procedure with 18F-FDG, Radiation Protection Dosimetry (2010), Vol. 139, No. 1–3, pp. 208–213, 2010.
45. ŞEKER S., ÇEREZCİ O., Çevremizdeki Radyasyon ve Korunma Yöntemleri, Boğaziçi Üniversitesi Yayınları, İstanbul, 1997.
46. ŞEKER S., ÇEREZCİ O., Radyasyon Kuşatması, Boğaziçi Üniversitesi Yayınevi, İstanbul, 2000.
47. TAEK (Türkiye Atom Enerjisi Kurumu) Radyasyon, İnsan ve Çevre, <http://www.taek.gov.tr> (25/05/2013) , 2009.
48. T.C. M.E.B., MEGEP (Mesleki Eğitim ve Öğretim Güçlendirilmesi Projesi); Biyomedikal Cihaz Teknolojileri. Nükleer Tıp Üniteleri. Ankara, 2008.
49. TOGAY Y.E., Radyasyon ve Biz; TAEK Yayınları, 2002.
50. UĞUR Ö., Hacettepe Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı Pozitron Emisyon Tomografisi (PET), 18-22 Mayıs 2004.
51. ÜNAL D., Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri, Gazi Üniversitesi Eğitim Fakültesi Fizik Eğitimi Anabilim Dalı, 2008.
52. YILMAZ E., RADYASYONDAN KORUNMA, HDM Kalite Kontrol Teknolojileri –EY, <http://www.hdm.com.tr> (25.05.2013).