

**T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TÜRK HIZLANDIRICI VE RADYASYON LABORATUVARI (TARLA,
ANKARA) İÇİN KULLANILACAK ELEKTRONİK DOZİMETRİ
SİSTEMİNİN İNCELENMESİ**

Taylan GÖRKAN

**Danışman
Yrd. Doç. Dr. Mehmet Ertan KÜRKÇÜOĞLU**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI
ISPARTA – 2016**



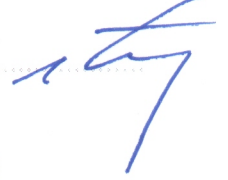
© 2016 [Taylan GÖRKAN]

TEZ ONAYI

Taylan GÖRKAN tarafından hazırlanan “**Türk Hızlandırıcı ve Radyasyon Laboratuvarı (TARLA, Ankara) için Kullanılacak Elektronik Dozimetri Sisteminin İncelenmesi**” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri önünde Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Fizik Anabilim Dalı**’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak başarı ile savunulmuştur.

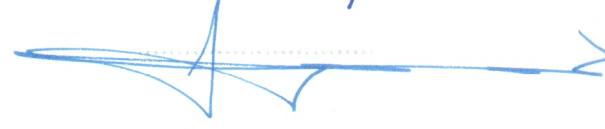
Danışman

Yrd. Doç. Dr. Mehmet Ertan KÜRKÇÜOĞLU
Süleyman Demirel Üniversitesi



Jüri Üyesi

Prof. Dr. Seyfettin ÇAKMAK
Süleyman Demirel Üniversitesi



Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Ülkü BAYHAN
Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi



Enstitü Müdürü

Doç. Dr. Yasin TUNCER

TAAHHÜTNAME

Bu tezin akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

Taylan GÖRKAN



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER	i
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
1.GİRİŞ	1
1.1. Radyasyon ve Kısa Tarihçesi	1
1.2. Radyasyonun Sınıflandırılması	2
1.2.1. İyonlaştırıcı radyasyon	3
1.2.1.1. Alfa parçacıkları.....	4
1.2.1.2. Beta parçacıkları.....	4
1.2.1.3. Gama ışınları	4
1.2.1.4. X- Işınları	5
1.2.1.5. Nötronlar	5
1.2.2. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon	6
1.3. Radyasyon Kaynakları	6
1.3.1. Doğal radyasyon.....	6
1.3.2. Yapay radyasyon.....	7
1.4. Radyasyon Birimleri	7
1.4.1. Fiziksel birimler	7
1.4.1.1. Aktivite.....	7
1.4.1.2. Işınlanma	8
1.4.1.3. Kerma.....	9
1.4.1.4. Cema	11
1.4.1.5. Soğurulan doz ve doz hızı	11
1.4.2. Korunma birimleri.....	12
1.4.2.1. Organ dozu	12
1.4.2.2. Eşdeğer doz	12
1.4.2.3. Etkin doz	14
1.4.3. Operasyonel birimler.....	15
1.4.3.1. Ortam doz eşdeğeri	16
1.4.3.2. Doğrultusal doz eşdeğeri.....	16
1.4.3.3. Kişisel doz eşdeğeri	17
1.5. Radyasyonun Biyolojik Etkileri.....	17
1.6. Radyasyondan Korunma	18
1.6.1. Temel prensipler.....	18
1.6.2. Radyasyon alanlarının sınıflandırılması.....	19
1.6.3. Dozimetre kullanımı için yasal gereklilikler.....	19
1.6.4. Kişisel dozimetrelerin temel amacı.....	20
1.7. Dozimetrelerin Sınıflandırılması.....	21
1.7.1. Film dozimetreler	22
1.7.2. Termolüminesans dozimetreler (TLD)	24
1.7.3. Optik uyarmalı lüminesans dozimetreler (OSL)	26
1.7.4. Fotolüminesans dozimetreler	27
1.7.5. Elektronik dozimetreler.....	27

1.8. Ankara Türk Hızlandırıcı ve Radyasyon Laboratuvarı (TARLA)	28
2. KAYNAK ÖZETLERİ	30
3. YÖNTEM.....	39
3.1. TARLA 'da Kullanılan Dozimetre Sistemi	39
3.1.1. DMC 2000S elektronik dozimetre	39
3.1.2. LDM 220 dozimetre okuyucu	44
3.1.3. Dosimass yazılımı	46
3.1.4. Microsoft SQL server ve dosicare kurulumu	52
3.2. Dozimetrelerin Işınlanması	60
3.2.1. Ön ışınlama aşaması.....	62
3.2.2. Farklı gama radyasyon dozlarında dozimetrelerin ışınlama aşaması	63
3.2.3. Dozimetrelerin Diş Hekimliği Fakültesi'nde test edilmesi.....	63
3.2.4. Standart sapma ve yüzde hata	64
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	65
4.1. Dozimetre Işınlama Test Sonuçları.....	65
4.2. Dozimetrelerin Gerçek Bir Radyasyon Alanında Test Edilmesi	69
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	71
KAYNAKLAR	73
EKLER.....	77
EK A. Dozimetre Kullanım Talimatları.....	77
EK B. DMC 2000S Dozimetrede Oluşabilecek Sorunlar ve Çözümleri	78
EK C. Dosimass Yazılımının Tanıtılması	80
EK D. Dosicare Yazılımının Tanıtılması	86
ÖZGEÇMİŞ	90

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

TÜRK HIZLANDIRICI VE RADYASYON LABORATUVARI (TARLA, ANKARA) İÇİN KULLANILACAK ELEKTRONİK DOZİMETRİ SİSTEMİNİN İNCELENMESİ

Taylan GÖRKAN

Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Mehmet Ertan KÜRKÇÜOĞLU

Kurulum aşamasında bulunan TARLA (Ankara Türk Hızlandırıcı ve Radyasyon Laboratuvarı), Türkiye'nin ilk ulusal elektron lazeri tesisidir. TARLA'da, elektron lazeri üretimi sırasında yüksek miktarda X-ışını ve gama radyasyonu meydana gelecektir. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) yönetmelikleri uyarınca, oluşan bu yapay radyasyonun sürekli kontrol edilip denetim altında tutulması gerekmektedir. Radyasyondan korunma ve radyasyon güvenliği konsepti kapsamında, radyasyon çalışanlarının maruz kalacakları dozlar izlenmeli ve kayıt altına alınmalıdır. Bu çalışmada, TARLA'da kullanılacak Mirion firmasının elektronik dozimetri sistemi tanıtılmış ve Hp(10) ölçümleri için kullanıma uygunluğu araştırılmıştır. İlk olarak DMC 2000S model elektronik dozimetreler, laboratuvar ortamında ışınlanarak test edilmişlerdir. Test işlemleri Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Kalibrasyon Laboratuvarında IEC (International Electrotechnical Commission) standartlarına uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Dozimetreler, ^{137}Cs kaynağı kullanılarak 10, 500 ve 1000 μSv dozlarda ışınlanmışlardır. Ölçülen Hp(10), kişisel doz eşdeğerlerinin; 10 μSv ışınlama sonucunda 10-12 μSv arasında, 500 μSv ışınlama sonucunda 537-571 μSv arasında ve 1000 μSv ışınlama sonucunda 1056-1127 μSv arasında olduğu gözlemlenmiştir. Test edilen tüm dozimetrelerin kabul edilebilir hata limitinden daha düşük hatalarla ölçüm yaptığı tespit edilmiştir. Elektronik dozimetreler, gerçek radyasyon alanlarındaki performanslarının incelenmesi amacıyla, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Bölümü personelinin kişisel doz eşdeğeri ölçümü için kullanılmıştır. Kullanıcıların kişisel doz eşdeğer ölçümleri, çalışma koşullarıyla kıyaslanabilir sonuçlar vermiştir. Bu çalışma limitleri dahilinde, ışınlama testi sonuçları, elektronik dozimetrelerin 10 μSv ile 1000 μSv arasındaki dozlarda lineer tepkiye sahip olduğunu ortaya çıkarmıştır. Sonuç olarak, DMC 2000S dozimetrelerinin TARLA gibi yüksek radyasyon uygulamalarında rahatlıkla kullanılabileceği ortaya konmuştur.

Anahtar Kelimeler: TARLA, DMC 2000S dozimetre, Sezyum-137, ışınlama, Hp(10)

2016, 91 sayfa

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

INVESTIGATION OF THE ELECTRONIC DOSIMETRY SYSTEM FOR TURKISH ACCELERATOR AND RADIATION LABORATORY AT ANKARA (TARLA)

Taylan GÖRKAN

**Süleyman Demirel University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Physics**

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Mehmet Ertan KÜRKÇÜOĞLU

TARLA (Turkish Accelerator and Radiation Laboratory in Ankara) is the first national free electron laser facility, which is at the stage of establishment. When operating and dumping with accelerated electron beams at TARLA, high quantities of X-rays and gamma radiation may occur. According to the regulations of TAEK (Turkish Atomic Energy Authority), this amount of man-made radiation have to be supervised and controlled. The doses taken by the radiation workers have to be recorded and monitored for radiation protection and radiation safety concept. In this study, Mirion Instrument's electronic dosimeter system, which will be used at TARLA, has been introduced and evaluated for Hp(10), the personal dose equivalent measurement. Firstly, DMC 2000S model electronic dosimeters were tested by an irradiation process in a laboratory conditions. The testing procedure was performed in Ankara University Nuclear Science Institute Calibration Laboratory according to the IEC (International Electrotechnical Commission) standardizations. The dosimeters were exposed at 10, 500 and 1000 μSv doses by using an ^{137}Cs source. It has been shown that, the measured Hp(10), personal dose equivalent values chanced from 10 to 12 μSv for 10 μSv exposure. The measurements were varied between 537 and 571 μSv for 500 μSv exposure, and ranged from 1056 to 1127 μSv for 1000 μSv exposure. It was found that, all tested dosimeters didn't exceed the acceptable error limits. Then, the performance of the electronic dosimeters in real radiation fields was investigated by using the dosimeters to measure personal dose equivalents in the Radiology Department of Suleyman Demirel University, Dentistry Faculty. The personal dose equivalent measurement of the users were displayed comparable results with the working conditions. Within the limitations of this study the irradiation test results revealed that, the electronic dosimeters had linear response to the doses between 10 μSv and 1000 μSv . It can be concluded that DMC 2000S dosimeters can be used conveniently for high radiation applications such as free electron laser experiments in TARLA.

Keywords: TARLA, DMC 2000S dosimeter, Cesium-137, exposure, Hp(10)

2016, 91 pages

TEŞEKKÜR

Bu çalışma için beni yönlendiren, karşılaştığım zorluklarda yardımlarını esirgemeyen danışmanım Yrd. Doç. Dr. M. Ertan KÜRKÇÜOĞLU'na en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tezim, Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi Başkanlığı tarafından, 3881-YL1-14 No'lu Proje ile maddi olarak desteklenmiştir. Destekleri için Süleyman Demirel Üniversitesi'ne teşekkür ederim.

Çalışmalarında yardımlarını esirgemeyen çalışma grubumuzdaki fizikçi arkadaşlarım Vahap KARAKILIÇ ve Fatih TOZUN'a teşekkür ederim

Ayrıca, tezimin tamamlanması sürecinde, hiçbir zaman desteğini esirgemeyen çok kıymetli aileme ve tüm dostlarıma içtenlikle teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasını, beni sürekli destekleyen nişanlım Aysel ÇAMLİBEL'e ithaf ediyorum.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Radyasyonun sınıflandırılması	3
Şekil 1.2. Radyasyonun madde içerisindeki giricilikleri	6
Şekil 1.3. Doğal ve yapay radyasyon yüzdeleri	7
Şekil 1.4. Ortam doz eşdeğeri ve kişisel doz eşdeğeri kavramları arasındaki farklılık.....	16
Şekil 1.5. Dozimetre kullanım alanları	20
Şekil 1.6. Film dozimetrelerde lineer olmayan film kararması.....	22
Şekil 1.7. Bir film dozimetre ve kullanılan filtreler	23
Şekil 1.8. Radyokromatik film Dozimetrelerin farklı dozlara tepkisi	24
Şekil 1.9. TLD'nin çalışma prensibi ve TLD okuyucu	24
Şekil 1.10. $CaSO_4$, LiF , CaF_2 kristalleri için ışıma eğrileri.....	25
Şekil 1.11. Kart ve yüzük tipi TLD örnekleri	25
Şekil 1.12. Bazı kristallerin zamana bağlı olarak solma düzeylerindeki değişim.....	26
Şekil 1.13. Farklı uygulama alanları için tasarlanmış OSL dozimetre örnekleri.....	27
Şekil 1.14. Elektronik dozimetreler. (Arka sıra soldan sağa doğru: Doxi-2G, Rad 50s, DMC 2000S, DOSIMAN, STEPHEN 6000. Ön sıra soldan sağa doğru: EPD ve L36).....	28
Şekil 1.15. TARLA serbest elektron lazeri kroki planı.....	29
Şekil 2.1. Çeşitli elektronik dozimetrelerin radyasyon enerjisine tepkisi.....	32
Şekil 2.2. Radyasyon ölçüm çalışmalarının toplu sonuçları	34
Şekil 2.3. Elektronik dozimetrelerin doz tepkisi.....	35
Şekil 2.4. Dozimetrelerin nötron enerjisine tepkisi.....	35
Şekil 2.5. V2/V3 model dozimetreler ile (sol), V4 model dozimetrelerin (sağ) R^2 değerlerinin belirlenmesi.....	36
Şekil 2.6. Dozimetrelerin Hp(10) için atmalı (sol) ve potansiyel (sağ) X-ışınları demetine karşı bağlı tepkileri	37
Şekil 3.1. DMC 2000S elektronik dozimetre bileşenleri	40
Şekil 3.2. DMC 2000S'in iç görünümü	40
Şekil 3.3. DMC 2000S dozimetre detektörünün doz ölçüm sürecini anlatan diyagram.....	42
Şekil 3.4. Bekleme modunda dozimetre ekran görüntüleri.....	43
Şekil 3.5. Aktifleştirilmiş dozimetre ekranında doz (sol) ve doz hızı (sağ) Görüntüleri	43
Şekil 3.6. (a) Üretici firma tarafından tavsiye edilen pil, (b) Pil kapağı açma aparatı, (c) Pil yuvası ve pilin doğru takılması	44
Şekil 3.7. LDM 220 dozimetre okuyucunun önden görünüşü (sol) ve iç görünüşü (sağ).....	44
Şekil 3.8. Okuyucunun bilgisayara düzgün yüklenip yüklenmediğinin kontrol edilmesi	45
Şekil 3.9. Dosimass yazılımlarının dosinet üzerinden ağa bağlanması	46
Şekil 3.10. Dosimass yazılımının bilgisayara yüklenmesi.....	47
Şekil 3.11. Kullanıcı adı ve şifre ekranı	48
Şekil 3.12. Yükleme işlemi için klasör seçimi ekranı.....	48
Şekil 3.13. LDM 220 okuyucunun seçimi	49
Şekil 3.14. Okuyucu sürücüsünün yüklenmesi	49
Şekil 3.15. Kullanılacak birim sisteminin seçilmesi	50
Şekil 3.16. Okuyucu için port numarasının atanması	50
Şekil 3.17. Adobe Acrobat Reader yüklemesi ile ilgili seçimin yapıldığı adım	51

Şekil 3.18. Program kurulum özeti	51
Şekil 3.19. Okuyucu yükleme ekranları	52
Şekil 3.20. Yeni kullanıcı oluşturma ekranı	53
Şekil 3.21. Oluşturulacak kullanıcı hesabının yönetici olarak yetkilendirilmesi	53
Şekil 3.22. Kullanıcı hesabının şifrelenmesi	54
Şekil 3.23. Dosicare kurulumu için setup.exe uygulamasının seçimi	54
Şekil 3.24. SQL server kurulumu başlangıç ekranı görüntüsü	55
Şekil 3.25. SQL server kurulum ekranında gerekli bilgilerin girilmesi	55
Şekil 3.26. SQL server kurulumunun tamamlanması	56
Şekil 3.27. Dosicare kurulumu için mevcut işletim sisteminin seçilmesi	56
Şekil 3.28. Dosicare yazılımı için okuyucu modelinin belirlenmesi	57
Şekil 3.29. Dosicare yazılımının demo sürümü olarak yüklenmesi	57
Şekil 3.30. Yüklennesini istediğimiz dosicare yazılım bileşenlerinin seçimi	58
Şekil 3.31. Dosicare kurulum sonlandırma ekranı	58
Şekil 3.32. SQL server ve dosicare yazılımlarının birbirine bağlanması	59
Şekil 3.33. Dosicare yazılımının lisanslı hale getirilmesi	59
Şekil 3.34. ¹³⁷ Cs gama radyasyon kaynağının yer aldığı ışınlama cihazı	61
Şekil 3.35. Deneyde kullanılan ISO su fantomu ve ışınlanan bir çift dozimetre	62
Şekil 3.36. Dozimetrelerin su fantomu üzerinde ışınlanmasına ait deneysel düzeneğin temsili gösterimi	63
Şekil 4.1. 14 adet dozimetrenin lineerlik grafiği	69
Şekil C.1. Dosimasss giriş ekranı ve sekmelerin özellikleri	80
Şekil C.2. Yönetici giriş ekranı	81
Şekil C.3. Yetkilendirme seviyesinin seçilmesi	81
Şekil C.4. Okuyucu-PC ayarları	82
Şekil C.5. Dosimass programının kullanacağı birim sisteminin seçilmesi	82
Şekil C.6. (a) Dosimass yazılımında dozimetreleri aktifleştirme sekmesi (b) Dozimetrelerin aktifleştirilmesi sırasında PC ekranında yer alan görüntü	83
Şekil C.7. Dosimass ekranında görüntülenen dozimetrenin radyasyon ölçüm raporu	83
Şekil C.8. “Single Configuration” sekmesi ve altında bulunan bölümlerin açıklanması	84
Şekil C.9. Background (arkaplan) ölçümlerine ait sonuç verisi ve veri grafiği	85
Şekil D.1. Dosicare ile kullanılan LDM MGR okuyucu yazılımı	86
Şekil D.2. Dosicare yazılımı ana menüsü	86
Şekil D.3. Çalışanların kişisel bilgilerinin yer aldığı dosicare bölümü	87
Şekil D.4. Dozimetrelerin kullanılacağı tesisin bilgilerinin yer aldığı ekran görüntüsü	87
Şekil D.5. Dozimetrelerin kullanılacağı tesisin ilgili bölüm bilgisi	88
Şekil D.6. Dozimetre eşik değerlerinin belirlenmesi	88
Şekil D.7. TARLA E-GUN için alınmış kişisel doz sonuç raporu	89

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. Radyasyon tipine göre radyasyon ağırlık faktörleri.....	14
Çizelge 1.2. Organlar ve doku ağırlık faktörleri	15
Çizelge 1.3. Radyasyon görevlileri ve toplum için izin verilen doz sınırları.....	19
Çizelge 1.4. Aktif ve Pasif dozimetreler	21
Çizelge 2.1. Aktif ve pasif dozimetre çeşitleri için kullanılan standartlar	31
Çizelge 2.2 On adet dozimetrenin çeşitli enerjilerde ve açılarda gelen radyasyona tepkileri.....	31
Çizelge 2.3. EPD-101 model dozimetrelerin test edilmesinde kullanılan radyasyon kaynakları	33
Çizelge 2.4. Çeşitli elektronik dozimetrelerin karakteristik özellikleri	38
Çizelge 3.1. DMC 2000S dozimetresinin teknik özellikleri	41
Çizelge 4.1. Dozimetrelerin 500 μ Sv dozla ışınlama sonucunda elde edilen kişisel doz eşdeğerleri (Hp(10)) ve yüzde hata değerleri (%I)	66
Çizelge 4.2. Elektronik dozimetrelerin 10 μ Sv, 500 μ Sv ve 1000 μ Sv'lik dozlarda ışınlaması sonucu elde edilen ölçümler ve yüzde hatalar	67
Çizelge 4.3. DMC 2000S model dozimetrelerin 10 μ Sv ile 1 mSv arasındaki dozlara karşı genel davranışı.....	68
Çizelge 4.4. Radyoloji Bölümü personelinin TAEK TLD ve DMC 2000S elektronik dozimetrelere ait iki aylık doz sonuçları	70
Çizelge B.1. Dozimetre ekranında görülebilecek sorunlar ve sorunlara yönelik çözüm önerileri	78
Çizelge C.1. Yetkilendirme seviyelerinin kapsamı.....	81

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

A	Aktivite
Bq	Becquerel
Ci	Curie
d	Derinlik
D	Soğurulmuş doz
$D_{T,R}$	Dokuda veya organda soğurulan doz
e	Elektrik yükü
EPD	Kişisel Elektronik Dozimetre (Electronic Personal Dosimeter)
E	Etkin doz
$\bar{E}_{tr}$	İyonlaştırıcı yüklü parçacıkların başlangıçtaki kinetik enerjilerinin toplamı
E_c	Çarpışmada kaybedilen enerji
g	Bremsstrahlung üretiminde kaybolan elektron kinetik enerjisi kesiri
Gy	Gray
h	Saat
H	Eşdeğer doz
H_t	Doku eşdeğer dozu
$Hp(d)$	d derinlikteki kişisel doz eşdeğeri
$H^*(d)$	Ortam doz eşdeğeri
$H'(d,\Omega)$	Doğrultusal doz eşdeğeri
ICRP	Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (International Commission on Radiological Protection)
IEC	Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (International Electrotechnical Commission)
ISO	Uluslararası Standartlar Örgütü (International Organisation for Standardization)
K	KERMA
m_T	İstenilen doku veya organın kütlesi
OSL	Optik Uyarmalı Lüminesans (Optically stimulated luminescence)
Q	Kalite faktörü
R	Röntgen
Sv	Sievert
$t_{1/2}$	Yarı-Ömür
TAEK	Türkiye Atom Enerjisi Kurumu
TARLA	Ankara Türk Hızlandırıcı ve Radyasyon Laboratuvarı (Turkish Accelerator and Radiation Laboratory at Ankara)
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans dozimetre (Thermoluminescence)
W	Her iyon çifti başına harcanmış enerji
W_T	Doku ağırlık faktörü
W_R	Radyasyon ağırlık faktörü
X	Işınlanma (Exposure)
α	Alfa parçacığı
β	Beta parçacığı
λ	Bozunma sabiti
γ	Gama ışını
$\bar{\epsilon}$	Maddeye iyonlaştırıcı radyasyon tarafından aktarılan enerji
ϵ_T	Doku veya organdaki radyasyon enerjisi

ψ_E	Spektral enerji akısı
μ_{en}/ρ	Hava için kütle enerji soğurma katsayısı
ϕ_E	Spektral akı



1. GİRİŞ

1.1. Radyasyon ve Kısa Tarihçesi

Atom çekirdekleri proton ve nötron adı verilen parçacıklardan meydana gelmektedir. Proton ve nötronların birbirlerine göre sayısal oranı çekirdeğin kararlı veya kararsız bir yapıda olmasını belirler. Kararsız yapı sergileyen çekirdekler enerjilerini dışarı aktararak daha kararlı bir yapıya dönüşme eğilimindedirler. Bu dönüşüm tamamlanıncaya kadar çekirdek bir dizi zincirleme bozunma gerçekleştirir. Bu bozunma sonucunda, kararsız yapıdaki çekirdek alfa, beta gibi parçacıklar yayarak ve/veya gama ışıması yaparak bozunmaktadır. Parçacık ve ışın yayarak bozunan maddelere radyoaktif madde, çevreye yayılan bu enerjik parçacık veya ışınlara ise radyasyon adı verilir.

Nükleer fizik, 1895 ve 1905 yılları arasında “mucizevi on yıl” (miraculous decade) olarak adlandırılan periyotta başlamıştır. Bu periyot; anot ve katot elektrotlarına sahip olan Crooke vakum tüpünde, 1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen ve 1897 yılında Joseph John Thomson tarafından yapılan deneylerin yan ürünü olarak, sırasıyla X-ışınlarının ve elektronunun keşfedilmesiyle başlamıştır. Nükleer fizik açısından en kritik keşif, 1896 yılında Henri Becquerel’in radyoaktiviteyi bulmasıdır.

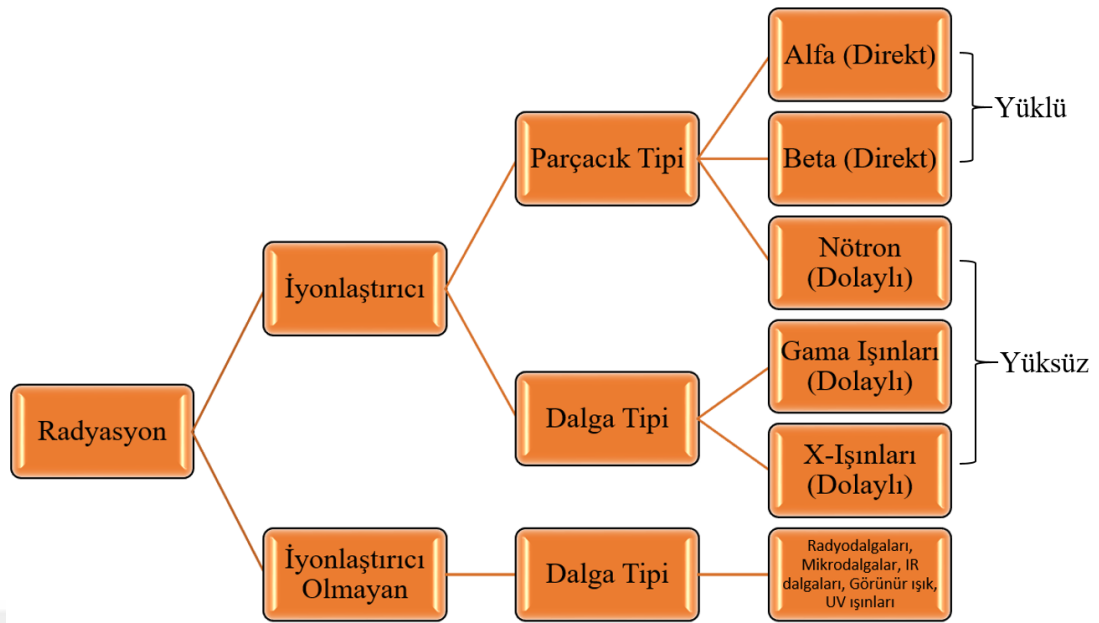
Nükleer fizik tarihi üç dönemden oluşmaktadır. X-ışınlarının keşfiyle başlayan ilk periyotta; radyoaktivite, proton, nötron ve çekirdeğin davranışlarını yöneten kuantum yasaları keşfedilmiştir. Fisyounun 1939 yılında keşfedilmesiyle ilk periyot noktalanmıştır. 1947 ve 1960 yılları arasında yer alan ikinci periyotta nükleer spektroskopisi ve nükleer modeller geliştirilmiştir. Üçüncü periyot; 1960 yılında nükleonların yapısını ve davranışlarını, kuarklar ve gluonlar açısından, anlamaya çalışan mikroskobik birleştirici kuram (microscopic unifying theory) ile başlayıp günümüze kadar devam etmektedir. Basdevant ve arkadaşları, 2005 yılında, nükleer fiziğin ortaya çıkmasına ve gelişmesine neden olan başlıca keşif ve olayları aşağıdaki gibi tarihsel olarak sıralamışlardır:

- 1895- X-ışınlarının keşfedilmesi (Röntgen)
- 1896- Radyoaktivitenin keşfi (Becquerel)
- 1897- Elektronun tanımlanması (Thomson)

- 1898- Polonyum ve Radyum elementlerinin ayrıştırılması (Piere ve Marie Curie)
- 1908- Alfa parçacığının +2 yükünün ölçülmesi (Geiger ve Rutherford)
- 1911- Atom çekirdeğinin keşfi (Rutherford)
- 1913- Atomik spektrum teorisi (Bohr)
- 1914- Alfa parçacığının kütesinin ölçülmesi (Robinson ve Rutherford)
- 1924-1928 Kuantum teorisi (Broglie, Shrödinger, Heisenberg, Bohr, Dirac)
- 1929-1932 Cockcroft ve Walton'ın elektrostatik hızlandırıcı ve Lawrence'ın siklotronuyla ilk nükleer reaksiyonlar.
- 1932- Nötronun tanımlanması (Chadwick)
- 1934- Yapay radyoaktivitenin keşfi (F. ve I. Joliot-Curie)
- 1934-Nötron yakalamanın keşfedilmesi (Fermi)
- 1935- Sıvı damlası modeli ve birleşik çekirdek modeli (Bohr)
- 1938- Fizyonun keşfi (Hahn ve Strassmann)
- 1939- Fizyonun teorik olarak yorumlanması (Meitner, Bohr ve Wheeler)
- 1945- Hiroşima ve Nagazaki'ye atom bombası atıldı.
- 1951-Termonükleer silahlar geliştirilmeye başlandı (Teller-Ulam)
- 1953- Döteronun içerisindeki iki protonun temel solar füzyonunun keşfi (Salpeter)
- 1960- Solar nötrinoların keşfi
- 1987- SN1987a isimli süpernovadan gelen gama ışınları ve nötrinoların bulunması (Basdevant vd., 2005).

1.2. Radyasyonun Sınıflandırılması

Radyasyon, maddeden elektron koparabilme yani iyonlaştırma özeliğine göre iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak iki ana gruba ayrılmaktadır. (Şekil 1.1.)



Şekil 1.1. Radyasyonun sınıflandırılması

1.2.1. İyonlaştırıcı radyasyon

Radyasyonu iki ana gruba ayıran iyonlaşma; radyasyonun etkileştiği atom veya moleküllerin, elektrik yüklerini değiştirerek yüklü parçacıklar yani iyonlar oluşturur. Radyasyonun iyonlaştırıcı olabilmesi için, etkileştiği ortamdaki atom veya moleküllerin, yörüngelerindeki elektronların bağlanma enerjilerinden daha yüksek bir enerjiye sahip olması gerekmektedir.

İyonlaştırıcı radyasyon parçacık (alfa, beta, nötron) ve dalga (gama ve X-ışınları) tipi olarak iki sınıfa ayrılabilirdiği gibi direkt ve dolaylı iyonlaştırıcı radyasyon olarak da gruplandırılabilir. Diğer bir değerlendirme radyasyon formunun yüklü veya yüksüz olmasına bağlı olarak da yapılabilir (Sabol ve Weng, 1995).

Direkt iyonlaşma elektron, proton, alfa ve ağır iyon gibi yüklü parçacık radyasyonunun maddeyle etkileşimi sonucu oluşur. Direkt iyonlaştırıcı radyasyon ortama enerjisini, ortamdaki atomların yörünge elektronlarıyla, direkt iyonlaştırıcı parçacıklar arasındaki Coulomb etkileşimi sayesinde bırakır. Dolaylı iyonlaşma ise foton (gama ve X-ışınları) ve nötron radyasyonunun maddeyle etkileşimleri sonucu oluşur. Dolaylı iyonlaştırıcı radyasyon ortama enerjisini iki adımda bırakır. İlk adımda; madde ile foton etkileşimi sonucu elektron veya pozitron ortaya çıkarken; nötron radyasyonu ile

madde etkileşimi sonucu ise proton veya ağır iyon gibi yüklü parçacıklar yayımlar ve yayımlanan bu yüklü parçacıklar ortam içerisinde serbest kalır. İkinci adımda serbest kalan yüklü parçacıklar, ortamdaki atomların veya moleküllerin yörünge elektronlarıyla Coulomb etkileşimine girerek ortama enerjilerini bırakırlar (Podgorsak, 2012).

1.2.1.1. Alfa parçacıkları

İki protondan ve iki nötrondan oluşan helyum çekirdeğidir. Pozitif yüklüdür. Alfa parçacığı yayımlayan bir çekirdek başka bir çekirdeğe dönüşür. Ağır bir parçacık olduğu için yolları üzerindeki atomlarla etkileşime girerek enerjilerini çabuk kaybederler. Doğal yollarla oluşan alfa parçacıkları havada birkaç santimetreden fazla yol alamazlar. Kağıt parçasıyla bile durdurulabilirler. Alfa radyasyonu yayımlayan radyoizotoplar, çeşitli mekanizmalarla vücudun içerisine alındıkları zaman, iç ışıma yoluyla insan sağlığı için oldukça zararlı sonuçlar doğurabilir. Radon, uranyum, toryum gibi elementler, alfa parçacığı yayımlayan doğal radyoaktif çekirdeklerdir.

1.2.1.2. Beta parçacıkları

Kararsız çekirdeklerde, nötron sayısının proton sayısına oranı fazla ise, nötronlar elektron yayımlayarak protona dönüşebilir. Bu yayımlanan parçacığa beta parçacığı adı verilir (Krane, 2001). Enerjilerine bağlı olarak giricilikleri değişmektedir. Yüksek enerjili betalar havada birkaç metre, deride ise birkaç santimetre ilerleyebilirler. Alüminyum veya plastik ile durdurulabilirler. Beta parçacıkları kurşun gibi ağır metallerde X-ışını meydana getirebilirler. Bu yüzden betaları durdurmak için ağır metaller kullanılmamalıdır. Trityum, fosforun izotopları ve karbonun izotopları beta parçacığı yayımlayan elementlere örnektir.

1.2.1.3. Gama ışınları

Gama radyasyonu veya diğer bir deyişle gama ışınları elektromanyetik dalgalardır ve X ışınlarına çok benzemektedir. Aralarındaki fark; gama radyasyonu uyarılmış çekirdekten yayımlanırken, X ışınları, orbital elektronlarından yayımlanır. Gama ışınlarının kütlesi ve yükleri yoktur. Gama ışınlarının enerjisi 0,1 MeV ile 10 MeV

arasındadır. Dalga boyu görünür ışığın dalga boyundan 10^6 kat daha küçüktür (Krane, 2001). Dalga boylarının küçük olması sebebiyle giricilikleri yüksektir. Gama ışınları maddeyle üç şekilde etkileşir ve bu etkileşimler gamaların yavaşlatılması veya durdurulması için kullanılır. Bunlardan ilki fotoelektrik (etki) olaydır. Düşük enerjili gama ışınları atoma çarptığı zaman atomun orbitallerinden bir elektron koparır. Gama bütün enerjisini elektrona aktararak yok olur ve elektron kinetik enerji kazanır. Bunun sonucu olarak atom iyonlaşır ve yüksek enerjili elektron fırlatır. Bu etkileşim; düşük enerjili gama ışınlarının, yüksek atom numaralı materyallerle etkileşimde oldukça sık görülmektedir. 1 MeV'in üzerinde enerjisi bulunan gama ışınlarında fotoelektrik olay çok nadiren gerçekleşir. İkinci etkileşim Compton saçılmasıdır. Gama ışınları orbital elektronlarıyla veya serbest elektronlarla etkileşir. Bu durumda gama ışınları, saçılma açısına bağlı olarak, enerjisinin bir bölümünü kaybeder. Gama ışınları enerjisi azalmış bir şekilde yoluna devam ederken, elektronlar kaybedilen enerjiyi soğurur. Compton saçılması, enerjisi 0,1 MeV veya daha üstünde olan gama ışınları için önemlidir. Üçüncü etkileşim çift oluşumudur. Yüksek enerjili gama ışınları, ağır çekirdeğin yeterince yakınından geçerken, tamamen yok olur. Bunun yerine bir elektron ve pozitron oluşur. Bu reaksiyonun oluşabilmesi için gama ışınlarının en az 1,02 MeV enerjili olması gerekir. 1,02 MeV üzerindeki her enerji kinetik enerji olarak elektron ve pozitron tarafından paylaşılır (Gülmen, 2011).

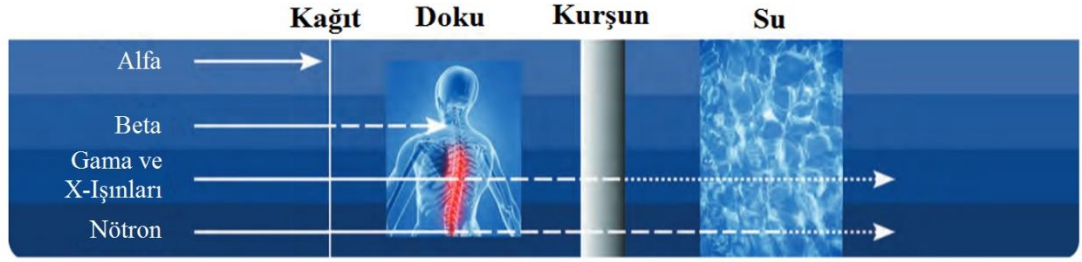
1.2.1.4. X-Işınları

Gama ışınları gibi kısa dalga boylu elektromanyetik dalgalardır. Röntgen ışınları olarak da bilinirler. Hızlandırılmış elektronların aniden durdurulması veya elektronların enerji seviyelerini değiştirmesiyle oluşurlar. Kalın kurşun veya beton engelle durdurulabilirler.

1.2.1.5. Nötronlar

Nükleer reaksiyonlar sonucunda oluştukları için genellikle nükleer santrallerde gözlemlenirler. Yüksüz oldukları için Coulomb etkileşimine girmeden çekirdek içinde reaksiyon başlatabilirler. Giricilikleri çok yüksektir. Enerjilerine göre termal nötronlar ($E \approx 0,025$ eV), epitermal nötronlar ($E \approx 1$ eV), yavaş nötronlar ($E \approx 1$ keV) ve hızlı nötronlar ($E = 100$ keV-10 MeV) olarak sınıflandırılırlar (Krane, 2001). Hidrojen bazlı

bileşiklerden oluşan zırhlamayla durdurulabilirler. Ayrıca bor, nötron zırhlamasında tercih edilen bir elementtir. Radyasyon tiplerinin giricilikleri Şekil 1.2’de gösterilmektedir.



Şekil 1.2. Radyasyonun madde içerisindeki giricilikleri

1.2.2. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon

Radyo dalgaları, görünür ışık, mikrodalgalar, infared (IR) dalgaları ve ultraviyole (UV) ışınları iyonlaştırıcı olmayan radyasyon sınıfındadır. İyonlaştırıcı olmayan tipteki radyasyonun sahip olabileceği enerji ortamdaki atom veya moleküllerin sahip olduğu bağlanma enerjisinden daha düşüktür. Bu yüzden madde ile etkileşimlerinde elektron koparamazlar.

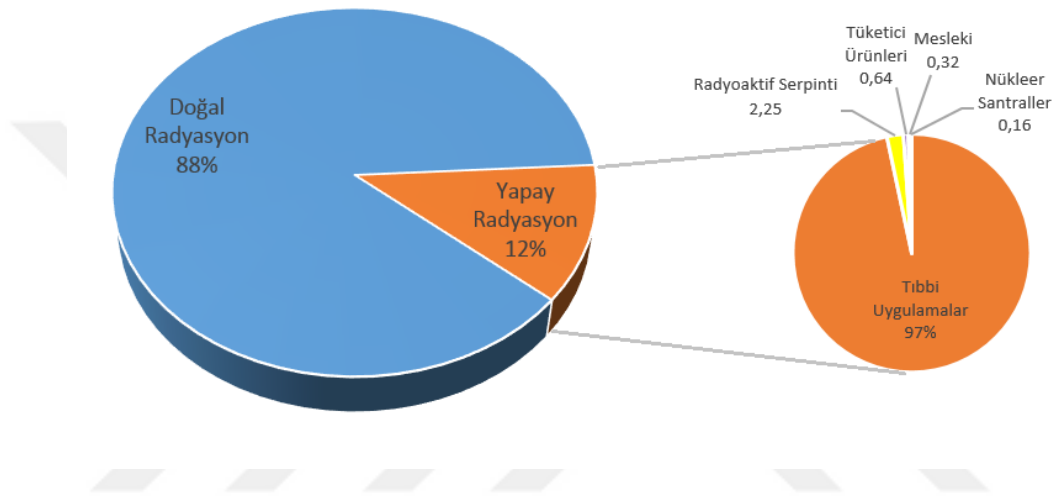
1.3. Radyasyon Kaynakları

1.3.1. Doğal radyasyon kaynakları

Doğal radyasyon; uzaydan gelen kozmik ışınlardan, yerküredeki bazı radyoaktif elementler ve bu elementlere ait bozunma zincirlerindeki radyoizotoplardan oluşmaktadır. Kozmik ışınlar; yüksek enerjili elektron, pozitron, diğer atom altı parçacıklar ve atomların çekirdeklerinden (örn: hidrojen (proton) ve helyum (alfa) çekirdekleri gibi) oluşabilmektedir. Yeryüzünden gökyüzüne doğru çıkıldıkça kozmik ışın radyasyonu artmaktadır. Element kaynaklı doğal radyasyon ise en fazla uranyum, toryum, potasyum, radondan; bu elementlerin izotoplarından ve bozunma serilerinden kaynaklanmaktadır. (Potasyum elementi radyoaktif olmamasına rağmen, potasyumun izotopu olan ^{40}K elementi radyoaktiftir.) Radyoaktif elementlerin, yer kabuğunda bulunma derinlikleri ve yoğunluklarına bağlı olarak, dünyanın çeşitli bölgelerinde farklı radyasyon dozları gözlenebilmektedir.

1.3.2. Yapay radyasyon kaynakları

Yapay radyasyon adından da anlaşılacağı gibi, çeşitli yollar ve süreçlerle üretilebilir radyasyonu ifade etmektedir. Nükleer santraller, hızlandırıcı tesisleri, röntgen ve tomografi cihazlarında üretilen radyasyon yapay radyasyon sınıfına girmektedir. Yapay radyasyon, tıpta hastalıkların teşhis ve tedavisinden endüstrideki çeşitli uygulamalara kadar geniş bir yelpazede kullanılmaktadır (Şekil 1.3) (Bakar, 2012).



Şekil 1.3. Doğal ve yapay radyasyon yüzdeleri

1.4. Radyasyon Birimleri

1.4.1. Fiziksel birimler

1.4.1.1 Aktivite

Aktivite, belli bir zaman aralığında radyoaktif çekirdeğin bozunma miktarıdır. Ayrıca, radyoaktif bir maddenin bir t zamanındaki aktivitesi $A(t)$, bozunma sabiti λ ve radyoaktif çekirdek sayısı $N(t)$ 'nin çarpımı şeklinde tanımlanır.

$$A(t) = \lambda N(t) \quad (1.1)$$

En basit radyoaktif bozunma, radyoaktif bir P ana çekirdeğinin bir λ_p bozunma sabitiyle bir D ürün çekirdeğe dönüşümüyle ifade edilir.



Herhangi bir t zamanındaki radyoaktif ana çekirdek sayısını, basit bir diferansiyel denklem yazarak ve bu denklemi çözerek bulabiliriz. Yapılan deneyler sonucunda, radyoaktif bir elementin verilmiş bir andaki bozunma hızının, bu elementin o andaki çekirdek sayısı ile orantılı olduğu ortaya çıkmıştır. Eğer verilmiş bir andaki ana çekirdek sayısına $N_p(t)$ dersek, bu kural uyarınca radyoaktif maddenin bozunmasını ifade eden diferansiyel denklemi

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda_p N \quad (1.3)$$

şeklinde yazabiliriz. Burada λ_p maddeden maddeye değişmektedir. Örneğin $^{222}_{86}\text{Radon}$ elementi için $\lambda_p = 0,18$ (t gün ise) eşittir. Denkleminde bulunan eksi işareti zaman geçtikçe bulunan ana çekirdek miktarının parçalanmadan dolayı azaldığını göstermektedir. Bu denklemin çözümü

$$N_p(t) = N_p(0)e^{-\lambda_p(t-t_0)} \quad (1.4)$$

şeklindedir. Burada $N_p(0)$ değeri $t = 0$ anında bulunan çekirdek sayısını göstermektedir. Benzer şekilde t anındaki çekirdeğin aktivitesi, yine aynı düşünceyle basit bir diferansiyel denklem yazarak ve bu denklemi çözerek bulunabilir. Aynı diferansiyel denklemi $A_p(t)$ aktivitesi için uygular ve çözersek çözüm

$$A_p(t) = A_p(0)e^{-\lambda_p(t-t_0)} \quad (1.5)$$

şeklindedir. Burada $A_p(0)$ değeri $t = 0$ anındaki aktiviteyi göstermektedir (Podgorsak, 2012).

1.4.1.2. Işınlanma (exposure)

Radyasyon ölçümü için kullanılan ilk metotlardan bir tanesi, havada foton radyasyonunun (gama ve X-ışınlarının) meydana getirdiği iyonlaşma temel alınarak oluşturulmuştur. Buna göre havanın belirli bir kütlesinde radyasyon tarafından

iyonlaşma sonucu oluşturulan elektrik yükünün ölçülmesiyle radyasyon için ışınlama birimi tanımlanmıştır. X sembolüyle gösterilen ışınlama;

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.6)$$

eşitliği ile verilir. Burada dQ ; dm kütleindeki havada, fotonların tamamen duruncaya kadar, elektron kopararak oluşturduğu iyonların toplam yükünün mutlak değeridir. SI birim sisteminde ışınlama birimi $C\ kg^{-1}$ dir. Eski birim Röntgen (R) artık kullanılmamaktadır. R ve $C\ kg^{-1}$ arasında $R = 2,58 \times 10^{-4} C\ kg^{-1}$ ilişkisi bulunmaktadır.

Ayrıca ışınlama foton alanının spektral enerji akısı ψ_E , hava için kütle enerji soğurma katsayısı μ_{en}/ρ ve E enerjisine bağlı olarak aşağıdaki gibi gösterilebilir.

$$X = \frac{e}{W} \int_E \psi_E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} dE \quad (1.7)$$

Burada e elektronun yükü, W her iyon çifti başına harcanmış enerjidir. Günümüzde ışınlama birim olarak önemini yitirmiş olmasına rağmen zaman zaman hava kerma, su kerma veya foton doz eşdeğeri yerine kullanılmaktadır (Sabol ve Weng, 1995).

1.4.1.3. Kerma

İşinlanmanın sadece havadaki foton radyasyonu ile sınırlı bir kavram olması nedeniyle 1950'lerin sonu ve 1960'ların başında kerma kavramı geliştirilmiştir. Kerma'nın ismi Kinetic Energy Released per unit Mass (birim kütle başına salınan kinetik enerji) ifadesinin kısaltmasından gelmektedir. Kerma yüksüz tipteki nötron ve foton için daha uygun ve evrensel bir kavramdır. Burada yüklü olmayan parçacık kavramı nötron ve foton radyasyonunu kapsamaktadır. Kerma; bu tipteki radyasyonun maddeyle etkileştiği zaman, meydana gelen iki aşamalı bir süreci tanımlamaktadır. Birinci aşamada yüksüz radyasyonun enerjisi oluşturulan yüklü parçacıklara aktarılır. Foton radyasyonu için bu durum foton etkileşmeleriyle (Fotoelektrik olay, Compton etkisi, çift oluşumu vb.) oluşur. Foton radyasyonu enerjisini ikincil yüklü parçacıklara (elektronlara) aktarır. İkinci aşamada, yüklü parçacıklar enerjilerini ortama atomik uyarılma ve iyonizasyonla aktarırlar. Kerma (K);

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.8)$$

eşitliği ile verilir. Burada dE_{tr} , dm kütleindeki yüksüz radyasyon nedeniyle oluşan, iyonlaştırıcı yüklü parçacıkların başlangıçtaki kinetik enerjilerinin toplamıdır. dE_{tr} teriminin Auger elektronlarının kinetik enerjilerini içerdiği dikkate alınmalıdır. SI birim sisteminde kerma Jkg^{-1} , özel adıyla Gray (Gy) birimiyle ifade edilir.

Kerma spektral enerji akısı ψ_E veya spektral akı cinsinden aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$K = \int_E \psi_E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} dE = \int_E \phi_E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} dE \quad (1.9)$$

Materyal içerisindeki yüksüz parçacıkların enerjisi için kerma faktörü olarak adlandırılan birim akı başına kerma;

$$\frac{K(E)}{\phi(E)} = E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} \quad (1.10)$$

ifadesiyle gösterilir. Bu faktörler çeşitli maddeler için belirlenmiştir ve nötron dozimetri hesaplamalarında kullanılmaktadır. Havadaki kerma, yaygın kullanımıyla hava kerma artık çok sık kullanılmayan ışınlama biriminin yerini almıştır. İki birim de enerji akısı (ψ) cinsinden yazılabildikleri için kerma da ışınlama birimi cinsinden aşağıdaki gibi yazılabilir.

İşinlanma;

$$X = \psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air} \frac{e}{W_{air}} \quad (1.11)$$

Kerma;

$$K_{air} = \psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} \quad (1.12)$$

İşinlanma cinsinden kerma;

$$K_{air} = \frac{1}{1-g} \frac{W_{air}}{e} X \quad (1.13)$$

Burada g bremstrahlung üretiminde kaybolan elektron kinetik enerjisi için kullanılan kesirdir (Sabol ve Weng, 1995).

1.4.1.4. Cema

Cema kavramı converted energy per unit mass (birim kütle başına dönüştürülen enerji) ifadesinin kısaltmasıdır. Elektronlar ve protonlar gibi direkt iyonlaştırıcı radyasyonlara uygun, stokastik olmayan (non - stochastic) bir niceliktir. Cema (C)

$$C = \frac{dE_c}{dm} \quad (1.14)$$

Burada dE_c , yüklü parçacıklar (ikincil elektronlar hariç) tarafından dm kütleli materyaldeki çarpışmada kaybedilen enerjidir. Kerma gibi Cema'da SI birim sisteminde Jkg^{-1} , özel adıyla Gray (Gy) birimiyle ifade edilir. Diğer dozimetrik niceliklere benzer olarak cema da spektral akı ve lineer enerji transferi $L(E)$ cinsinden aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$C = \int_E \phi_E \frac{L(E)}{\rho} dE \quad (1.15)$$

Burada ρ madde yoğunluğudur (Sabol ve Weng, 1995).

1.4.1.5. Soğurulan doz ve doz hızı

Soğurulan doz bir noktadaki birim kütleye aktarılan ortalama enerji olarak tanımlanır. Soğurulan doz;

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.16)$$

Burada $d\bar{\epsilon}$ belirli bir zaman boyunca ρ yoğunluklu ve çok küçük dV hacmine sahip maddeye iyonlaştırıcı radyasyon tarafından aktarılan enerjidir. dm ise dV hacmini kaplayan kütledir. SI birim sisteminde soğurulan doz birimi Jkg^{-1} ve diğer kavramlarda olduğu gibi özel birimin özel ismi gray (Gy) sıklıkla kullanılmaktadır.

Soğurulan doz hızı $\dot{D}$;

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (1.17)$$

Burada dD soğurulan dozdaki değişim ve dt zamandaki değişimi temsil etmektedir. SI birim sisteminde soğurulan doz hızı birimi $Jkg^{-1}s^{-1}$ veya saniye başına gray ($Gy s^{-1}$) olarak kullanılmaktadır.

Soğurulan doz kavramı çok amaçlı ve evrensel bir niceliktir. Soğurulan doz hem direkt hem de dolaylı iyonlaştırıcı radyasyon için ve tüm maddelerde tanımlanmıştır. Soğurulan doz kavramı istenilen materyal içerisinde kerma ve ışınlamanın karşılaştırmalı olarak incelenmesini sağlayabilir. Ayrıca kerma için foton veya nötron dozlarının aynı materyal içerisindeki ilişkisi araştırılabilir. Bu ilişkiler seçilen uygun materyallerde, örneğin doku eşdeğer materyallerinde veya suda, soğurulan doz açısından dozimetre tepkisi veya detektör tepkisi için oldukça önemlidir.

1.4.2. Korunma birimleri

1.4.2.1. Organ dozu

Organ dozu; insan vücudundaki, istenilen doku ve organlardaki doz olarak tanımlanır. D_T ile gösterilir.

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm = \frac{\varepsilon_T}{m_T} \quad (1.18)$$

Burada; m_T istenilen doku veya organın kütlesi, ε_T doku veya organdaki radyasyon enerjisidir (Podgorsak E. B, 2005).

1.4.2.2. Eşdeğer doz

Farklı tip radyasyonlardan kaynaklanan aynı soğurulan doz farklı seviyelerde biyolojik zararlar vermektedir. Farklı radyasyon tipleri için farklı biyolojik etkilerin oluşması eşdeğer doz kavramının tanımlanmasını sağlamıştır. Eşdeğer doz kavramı

radasyunun lineer enerji transferi göz önüne alındığında soğurulan dozun ve ağırlık faktörünün doku içerisindeki bir üründür ve eşdeğer doz kavramı her tip radyasyon için geçerli bir kavramdır. ICRP'nin (International Commission on Radiological Protection - Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi) 1977 yılında yayınlanan ICRP 26 sayılı raporunda eşdeğer doz H , soğurulan doz (D) ve kalite faktörünün (Q) çarpımı şeklinde aşağıdaki gibi ifade edilmiştir;

$$H = Q \times D \quad (1.19)$$

Eşdeğer doz birimi Sievert (Sv) veya rem'dir. ICRP tarafından 1991 yılında yayınlanan ICRP 60 sayılı raporda kalite faktörü (Q) yerine radyasyon ağırlık faktörü (W_R) kullanılmıştır. Radyasyon ağırlık faktörü farklı tipteki radyasyonların biyolojik etkilerinin farklı olması nedeniyle radyasyonun tipine bağlı olarak belirlenmiştir. ICRP 60 sayılı raporda yer alan başka bir değişiklik ise doku veya organ içindeki bir noktada bulunan radyasyon dozu yerine her doku için ortalama doku radyasyonu dozunun kullanılması olmuş ve eşdeğer doz aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

$$H_T = \sum W_R \times D_{T,R} \quad (1.20)$$

Burada eşdeğer doz (H_T), radyasyon ağırlık faktörü (W_R) ve doku veya organdaki ortalama soğurulan doz ($D_{T,R}$) olarak sembolize edilmiştir (Çelik, 2013). Radyasyon ağırlık faktörleri ICRP 60 ve ICRP 103 sayılı raporlarda, her radyasyon tipi için Çizelge (1.1)'de verilmiştir.

Çizelge 1.1. Radyasyon tipine göre radyasyon ağırlık faktörleri (ICRP, 1991) (ICRP, 2007) (Çelik, 2013)

Radyasyon Tipi	ICRP 60 Radyasyon Ağırlık Faktörü (W_R)
Foton (Gama ve X-ışınları), tüm enerjilerde	1
Elektronlar ve Müonlar, tüm enerjilerde	1
Nötronlar < 10 keV	5
Nötronlar 10 keV - 100 keV	10
Nötronlar > 100 keV - 2 MeV	20
Nötronlar > 2 MeV - 20 MeV	10
Nötronlar > 20 MeV	5
Protonlar (geri saçılan protonlar haricindekiler) > 2 MeV	5
Alfa, Füzyon Ürünleri, Ağır Çekirdekler	20
ICRP 103 Radyasyon ağırlık faktörleri (W_R)	
Foton	1
Elektron ve Müon	1
Yüklü Pionlar	2
Alfa, Füzyon Ürünleri, Ağır Çekirdekler	20

Eşdeğer doz kavramı sadece radyasyondan korunma uygulamalarında biyolojik etkinin stokastik olduğu, radyasyon seviyesinin düşük olduğu durumlarda kullanılabilir. Radyasyon seviyesinin yüksek olduğu durumlarda örneğin nükleer bir kazada eşdeğer doz kavramı kullanılamaz. Burada değinilen stokastik kavramı tahmin edilebilir anlamına gelmektedir. Radyasyonun canlı hücreler üzerindeki etkisi her tip radyasyon için deneysel ve teorik olarak hesaplanır. Düşük radyasyon düzeylerinde farklı tip hücreler için etkisinin aynı olduğu düşünülmektedir. Radyasyon seviyesi yükseldikçe oluşan etkileşimler artmakta ve ortaya çıkan etkiler hücre ve organizma bazında çok çeşitlilik göstermektedir. Olası bir nükleer kazada ortaya çıkacak olan karma radyasyon hasarı ayrıca eşdeğer doz kavramı ile açıklanamamaktadır.

1.4.2.3. Etkin doz

Vücudun ve farklı hassasiyete sahip doku ve organların düzensiz ışınlanmaları göz önünde bulundurularak ICRP etkin doz kavramını tanımlamıştır. Etkin doz (E);

$$E = \sum_T W_t H_t \quad (1.21)$$

Burada W_t doku ağırlık faktörü ve H_t doku veya organlardaki eşdeğer dozdur. Organlar için doku ağırlık faktörü Çizelge 1.2’de verilmiştir. Eşdeğer doz birimi Sievert (Sv) veya rem’dir.

Çizelge 1.2. Organlar ve doku ağırlık faktörleri (ICRP, 1991) (ICRP, 2007) (Çelik,2013)

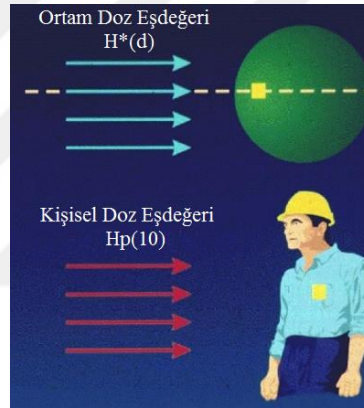
Organ	Doku Ağırlık Faktörü	
	ICRP 60	ICRP 103
Üreme Hücreleri	0,2	0,08
Bağırsaklar	0,12	0,12
Kemik İliği	0,12	0,12
Akciğer	0,12	0,12
Mide	0,12	0,12
Meshane	0,05	0,04
Göğüs	0,05	0,12
Karaciğer	0,05	0,04
Tiroid Bezi	0,05	0,04
Yemek Borusu	0,05	0,04
Pankreas	0,05	0,12
Kemik Yüzeyi	0,01	0,01
Deri	0,01	0,01
Beyin	-	0,01
Tükürük Bezi	-	0,01

1.4.3. Operasyonel birimler

Operasyonel bakımdan radyasyon insan vücudunda, girici radyasyon ve düşük girici (low-penetrating) radyasyon olarak tanımlanmaktadır. Enerjisi 2 MeV’in altında olan alfa ve beta ışınları ile enerjisi 12 keV altında olan foton radyasyonu düşük girici radyasyon sınıfına girmektedir. Nötron radyasyonu enerjisinden bağımsız olarak girici radyasyon sınıfına girmektedir. Radyasyon alanlarının izlenmesi için alan monitörleme, kişilerin aldıkları dozların izlenmesi ve sınırlandırılması için kişisel monitörleme gibi farklı radyasyondan korunma görevleri için, farklı operasyonel birimler tanımlanmıştır. Alan monitörlemede ortamdaki radyasyon dozu ölçülürken, kişisel monitörlemede kişilerin aldığı dozlar dozimetreler kullanılarak belirlenir. Operasyonel nicelikler bu farklılıklar göz önünde bulundurularak tanımlanmıştır (Wernli, 2009).

1.4.3.1. Ortam doz eşdeğeri (ambient dose equivalent)

Alan monitörlemede girici radyasyon için tanımlanan operasyonel birimlerden bir tanesi, ortam doz eşdeğeri kavramıdır. Ortam doz eşdeğeri kavramına geçmeden önce ICRU (İnternational Commission on Radiation Units) küresinin tanımlanması gerekmektedir. ICRU küresi 30 cm çapında 1 g/cm³ yoğunluklu insan dokusuna eşdeğer bir küredir. Bileşiminde %76,2 oksijen, %11,1 karbon, %10,1 hidrojen ve %2,6 nitrojen bulunmaktadır (Norbert vd., 2016). Ortam doz eşdeğeri, ICRU küresindeki 10 mm derinlikteki girici radyasyon için doz eşdeğeri olarak tanımlanır. $H^*(d)$ sembolüyle gösterilir. Burada $d=10$ mm'dir ve $H^*(10)$ şeklinde ifade edilir (Wernli, 2009). Şekil 1.4.'te ortam doz eşdeğeri ve kişisel doz eşdeğeri kavramlarının farklılıkları gösterilmektedir.



Şekil 1.4. Ortam doz eşdeğeri ve kişisel doz eşdeğeri kavramları arasındaki farklılık

1.4.3.2. Doğrultusal doz eşdeğeri (directional dose equivalent)

Alan monitörlemede düşük girici radyasyon için tanımlanan operasyonel birimlerden bir tanesi doğrultusal doz eşdeğeri kavramıdır. ICRU küresindeki 0,07 mm veya 3 mm derinlikteki düşük giricilikteki radyasyon için doz eşdeğeri olarak tanımlanır. $H'(d,\Omega)$ sembolüyle gösterilir (Oberhofer, 1991).

1.4.3.3 Kişisel doz eşdeğeri (personal dose equivalent)

Kişisel monitörlemede, girici ve düşük giricilikteki radyasyon için tanımlanan operasyonel birim, kişisel doz eşdeğeridir. Hp (d) şeklinde gösterilir. İnsan vücudunda, belli bir noktanın d mm altındaki yumuşak dokuda bulunan doz eşdeğeridir. Dozimetrelerle ölçülür. Girici radyasyon için d=10 mm'dir (Hp (10)) ve tüm vücut etkin dozunu gösterir. Düşük giricilikteki radyasyon için bir başka deyişle deri dozu için d=0,07 mm veya d=3 mm'dir. Hp (0,07) veya Hp (3) şeklinde gösterilir (Wernli, 2009).

1.5. Radyasyonun Biyolojik Etkileri

İyonlaştırıcı radyasyon canlı hücreleriyle etkileştiği zaman enerjisinin bir bölümünü veya hepsini hücreye aktararak, hücre üzerinde yıkıcı ve parçalayıcı etkilere neden olabilir. Hücrelerden doku ve organlara kadar oluşabilen bu negatif etkiler radyasyonun biyolojik etkileri olarak adlandırılır. İyonlaştırıcı radyasyon, hücre içerisindeki DNA moleküllerinin yapısını bozmaktadır. DNA sarmal halindedir ve 2 iplikten meydana gelir. DNA bu haliyle radyasyona dirençlidir. Ama hücre bölünmesi sırasında iplikler birbirinden ayrılır. Bu durumda radyasyon, DNA'yı meydana getiren iplikteki nükleotidlerin bazılarını parçalayabilir. Sarmal oluşumu sırasında parçalanmış nükleotidlerin yerine karşıdaki iplikten uygun nükleotid gelemmez ise DNA oluşumu sonucunda genler bozulur. Bu durumun sonucu olarak, sürekli bölünen kemik iliği ve üreme hücreleri radyasyondan daha fazla etkilenirken, çok az bölünen kemik ve kıkırdak hücreleri radyasyona daha dayanıklıdır.

Radyasyona maruz kalan kişinin kendisinde oluşan etkiler somatik etki, daha sonraki nesillere aktarılan etkiler de genetik etki olarak adlandırılmaktadır. Radyasyona maruz kalma süresi bakımından değerlendirildiğinde oluşan etkiler, akut (aniden meydana gelen) ve kronik etkiler olarak ikiye ayrılmaktadır. Vücudun büyük bir bölümünün yüksek dozda ışınlanması sonucu akut etki, küçük dozlarda sürekli olarak ışınlanması sonucundaysa kronik etkiler meydana gelmektedir. Kronik etkiler kanser, ömür kısalması ve genetik bozukluklar gibi radyasyonun geç ortaya çıkan etkileridir. Radyoterapi, radyoloji, nükleer tıp ve benzeri gibi meslekleri gereği iyonlaştırıcı

radasyona dzenli ve srrekli maruz kalanlarda kronik etkilerin grrlme riski daha fazladır (Daşdağ, 2010).

İyonlaştırmacı radyasyon canlı hücrelerle etkileşime girdiği gibi, canlı hücre içerisindeki su molekülleriyle de etkileşime girebilir. Su molekülleri iyonlaştırmacı radyasyona maruz kaldığı zaman H^+ ve OH^- iyonları oluşmaktadır. OH^+ ve H^- iyonları tekrar bir araya gelip su moleküllerini oluşturmada H_2O_2 yani hidrojen peroksit oluşturmaktadır. Hidrojen peroksit meydana geldiği yerdeki hücrelerin etrafını oksitleyerek, o bölgede bulunan dokuların veya hücrelerin beslenmesini engellemekte ve hücre ölümü meydana gelebilmektedir (Bayraktar, 2011).

Olumsuz etkilerine rağmen radyasyon; radyoloji ve radyasyon onkolojisinde hastalıkların tedavisi için, tanısal radyoloji ve nükleer tıpta ise hastalıkların teşhisi için bir araç olarak kullanılmaktadır.

1.6. Radyasyondan Korunma

1.6.1. Temel prensipler

Radyasyondan korunma konusunda ilk ciddi önlemler 1928 yılında ICRP'nin kurulmasıyla başlamıştır. ICRP'nin tüm dünyada radyasyondan korunma konusundaki raporları ve tavsiyeleri ışığında radyasyondan korunmak için üç temel prensip belirlenmiştir.

Gereklilik (Justification): Işınlanan kişilere veya toplumlara radyasyondan kaynaklanacak hasarı dengeleyecek net bir yarar sağlamayan hiçbir ışınlamaya izin verilmemelidir.

Optimizasyon (Optimization): Gerekliliği onaylanmış uygulamalarda ekonomik ve sosyal faktörler göz nünde bulundurularak bütün radyasyon ışınlamalarında mümkün olan en düşük dozun alınması sağlanmalıdır. (ALARA: As Low As Reasonable Achievable = Yarar sağlayacak en düşük doz)

Doz Sınırlaması (Dose Limitation): Kişilerin aldıkları doz sınırları komisyon tarafından tavsiye edilen doz sınırlarını aşmamalıdır (Çizelge 1.3).

Çizelge 1.3. Radyasyon görevlileri ve toplum için izin verilen doz sınırları (ICRP, 2007)

Radyasyon Görevlileri	
Ardışık 5 yılın ortalaması	20 mSv
Tek bir yıllık	50 mSv
Göz lensi bir yıllık	150 mSv
El, ayaklar veya deri için bir yıllık	500 mSv
Toplum Üyesi Kişiler	
Ardışık 5 yılın ortalaması	1 mSv
Tek bir yıllık	5 mSv
Göz lensi bir yıllık	15 mSv
El, ayaklar veya deri için bir yıllık	50 mSv

1.6.2. Radyasyon alanlarının sınıflandırılması

ICRP tavsiyeleri dikkate alınarak TAEK (Türkiye Atom Enerjisi Kurumu) tarafından Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği Madde 15'te radyasyon alanlarının sınıflandırılması şu şekilde yapılmaktadır;

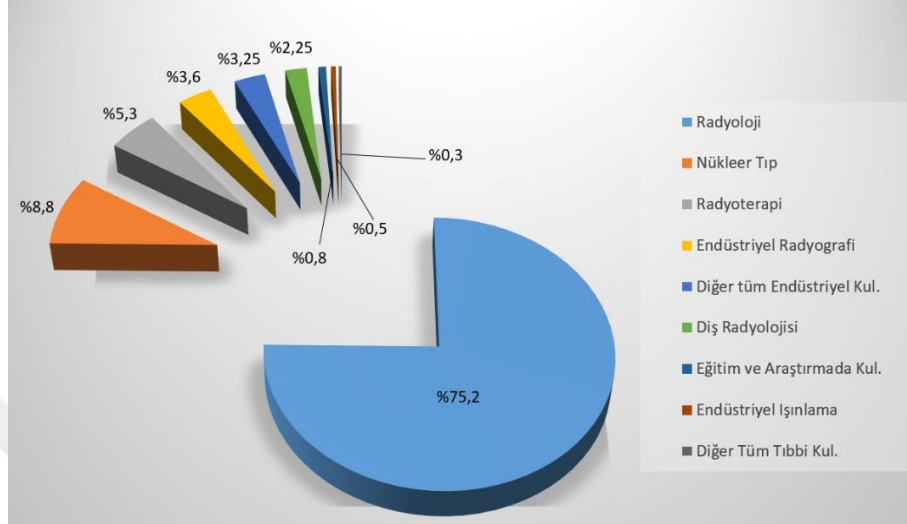
“Maruz kalınacak yıllık dozun 1 mSv değerini geçme olasılığı bulunan alanlar radyasyon alanı olarak nitelendirilir ve radyasyon alanları radyasyon düzeylerine göre; Denetimli alanlar (Çalışma koşulu A): Görevi gereği radyasyon ile çalışan kişilerin ardışık beş yılın ortalama yıllık doz sınırlarının 3/10'undan (6mSv/y dan) fazla radyasyon dozuna maruz kalabilecekleri alanlardır.

Gözetimli alanlar (Çalışma koşulu B): Radyasyon görevlileri için yıllık doz sınırlarının 1/20'sinin (1mSv/y) aşılma olasılığı olup, 3/10'unun aşılması beklenmeyen alanlardır” (Resmi Gazete, 2004).

1.6.3. Dozimetre kullanımı için yasal gereklilikler

Dozimetre ve dozimetri kavramlarının birbirlerinden farklı olduğunu belirterek bu iki kavramın tanımlanması gerekmektedir. Dozimetre; radyasyon yayan cihaz veya radyoaktif maddelerle çalışan kişilerin maruz kaldığı radyasyon dozunu ölçmeye yarayan kişisel cihazlardır. Dozimetri ise radyasyon kaynakları ile çalışanların maruz kaldığı dozun belirlenmesinde kullanılan cihazlar ve işlemleri ifade eden sistemin tümüne verilen addır.

TAEK Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği Madde 21 gereğince, çalışma koşulu A durumunda görev yapan kişilerin, kişisel dozimetre kullanması zorunludur. Dozimetre kullanımının zorunlu olduğu alanlar, Şekil 1.5.'de yüzdeleriyle birlikte gösterilmektedir.



Şekil 1.5. Dozimetre kullanım alanları (TAEK, 2012)

1.6.4. Kişisel dozimetrelerin temel amacı

Temel amaç; doz ile ilgili operasyonel niceliklerin; radyasyon tipinden, enerjisinden ve doğrultusundan bağımsız olarak tanımlanmış bir kesinlikte, güvenilir bir biçimde ölçülmesini sağlamaktır. Buna kısacası ideal dozimetri sistemi tanımı diyebiliriz. Fakat yapılan işin türü hakkında bilgi ve işyerine ait monitörleme bilgisi gibi ek bilgiler olmaksızın hiçbir dozimetri sistemi bu gereksinimleri karşılayamaz.

Her Dozimetri sistemi için ölçülecek radyasyon tipi ve enerjisi farklılık göstermektedir. Laboratuvarda veya işyerinde maruz kalınması öngörülen radyasyon tipi ve enerjisi bilinmeli ve ona en uygun dozimetri sistemi seçilmelidir. Foton ve nötronlar için farklı dozimetrelerin kullanımı söz konusudur. Radyoterapi veya nükleer tıpta pasif dozimetri sistemi doz ölçümünü güvenli bir şekilde sağlarken nükleer santraller veya hızlandırıcı tesisleri gibi karma radyasyon tehlikesi bulunan alanlarında bu görev elektronik dozimetri sistemleriyle yapılmaktadır (Chirotti vd., 2011). Ayrıca, işinleme geometrisi de dozimetre kullanımında etkilidir. Radyasyonun

geliş doğrultusu ve açısı bilinirse dozimetre için en uygun pozisyon belirlenebilir. Bütün bunlar doğru yapılmadığı takdirde dozimetre ölçmesi gereken dozdan daha düşük bir doz değeri ölçecektir. Bu da radyasyondan korunmada eksiklik ve aksaklıklara yol açabilir.

1.7. Dozimetrelerin Sınıflandırılması

Dozimetreler pasif ve aktif (elektronik) dozimetreler olmak üzere iki ana gruba ayrılırlar (Çizelge 1.4). Ayrıca, pasif ve aktif dozimetreler, algılama mekanizmalarına göre de gruplandırılabilirler. Pasif dozimetreler doz sonucunun okunması için özel laboratuvarlarda farklı işlemlere tabi tutulması gereken, anlık doz ve doz hızı değerlerini göremediğimiz dozimetrelerdir. Kullanıcılara en fazla iki aylık periyotlarla dağıtılırlar. Ölçüm periyodu sonunda tüm dozimetreler toplanır ve doz sonuçları çeşitli işlemlerle elde edilir ve kaydedilir. Bu işlemler pasif dozimetre türüne göre değişmektedir. Aktif yani elektronik dozimetreler ise doz ve doz hızı sonuçlarını ya dozimetre ekranından ya da dozimetre okuyucularıyla anlık olarak görebildiğimiz dozimetrelerdir. Ayarlanabilir alarm seviyeleri sayesinde istenilen doz veya doz hızında, alarmla kullanıcıları bilgilendirmektedir. Genellikle nükleer santraller ve hızlandırıcı merkezlerinde, yani çok yüksek radyasyon tehlikesinin bulunduğu karma alanlarda, tercih edilen dozimetre grubudur.

Çizelge 1.4. Aktif ve Pasif dozimetreler

Dozimetreler	
Pasif	Aktif(Elektronik)
Film Dozimetreler	Cep Dozimetresi
Termolüminesans	İyon Odası
Fotolüminesans	Silikon Diyot
Optik Uyarmalı Lüminesans	Geiger - Müller
Nükleer İz Dedektörleri	Doğrultu İyon Depolama

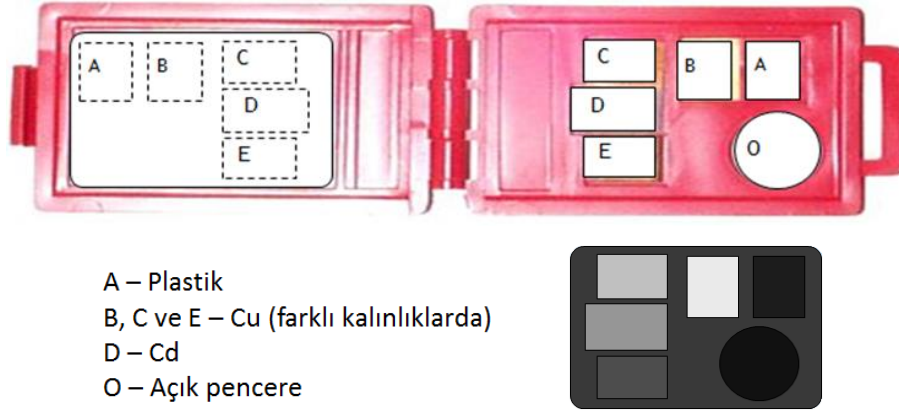
1.7.1. Film dozimetreler

Radyasyonla çalışan kişilerin maruz kaldığı radyasyon miktarının belirlenmesi için kullanılan cihazlar arasında en eski olan (kullanımı 40'lı yıllara dayanan) dozimetredir. Film dozimetreler adından da anlaşılacağı üzere bir film emisyonu ile radyasyonun ölçüldüğü cihazlardır. Film emisyonu jelatin bir ortama gümüş bromür (AgBr) kristalleri katkılanarak elde edilir ve emisyon tabakası plastik bir kapla kaplanır. İyonize radyasyon, film ile etkileşerek net olmayan bir görüntü oluşturur. Bu görüntü banyo işlemleriyle görünür hale getirilir ve densitometre (yoğunluk ölçer) adı verilen bir cihazla filmin kararma derecesi belirlenir. Kararma derecesi radyasyon dozunun bir ölçüsüdür ve filmin tipine, banyo süresine, sıcaklığa, radyasyon tipine ve enerjisine bağlıdır. Burada dikkat edilmesi gereken durum kararma derecesiyle dozun lineer değişmemesidir. Yani kararma ne kadar fazla ise alınan radyasyon dozunun o derece fazla olduğu söylenemez. Yüksek dozlarda kararmanın derecesi azalmaktadır (Şekil 1.6.) Bu sorunun aşılabilmesi için dozimetrenin üzerine yerleştirilen çeşitli kalınlıktaki ve farklı tipteki filtrelerden yararlanılır (TAEK, 2012).



Şekil 1.6. Film dozimetrelerde lineer olmayan film kararması (TAEK, 2012)

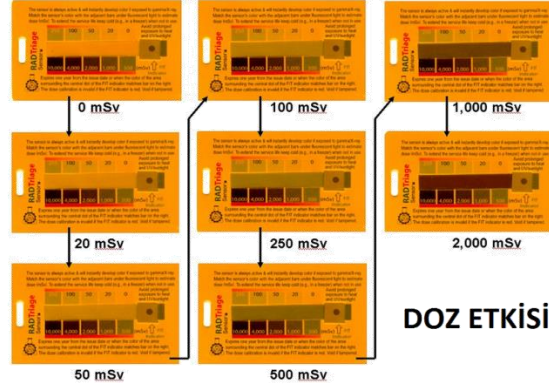
Film dozimetreler, $H_p(10)$ ve $H_p(0,07)$ değerlerinin belirlenmesi için kullanılır. Film dozimetrelerde, genellikle açık pencereyle birlikte kalınlıkları farklı iki adet bakır ve bir adet plastik filtre kullanılır (Şekil 1.7). Bazı film dozimetrelerde bakır yerine alüminyum, kalay veya gümüş filtreler kullanılır. Bakır, plastik ve açık pencere düşük enerjili fotonların algılanması için kullanılır. Açık pencere aynı zamanda alfa ve beta radyasyon dozlarının ölçülmesi için de uygundur. Foton dozunun yanında nötron dozu da ölçülmek istenirse, nötron için kadmiyum filtre kullanılır. Kadmiyum filtredaki karartı (nötron yakalamadan dolayı gamaların oluşturduğu karartı) termal nötronları algılamak için kullanılır. Farklı tipteki filtrelerin altında kalan film üzerinde meydana gelen karartıların karşılaştırılması ve analiziyle radyasyon dozu ve tipi belirlenir (TAEK, 2012).



Şekil 1.7. Bir film dozimetre ve kullanılan filtreler (TAEK, 2012)

Filmler sıcaklığı ve nem değerleri sabit bir odada banyo edilmelidir. Banyo süreci film dozimetreler için dozların sağlıklı okunması açısından oldukça önemlidir. Film dozimetrelerde gerektiği zaman tekrar doz okunması yapılabilir. Doz sonucu alınmış filmler, gerektiğinde tekrar analiz edilebilmesi için, aynı fiziksel şartlara sahip bir yerde saklanmalıdır. Film dozimetrelerde en büyük problemlerden birisi de görüntüsünün solması veya literatürde ki karşılığıyla ‘fading’dir. Zaman geçtikçe, doğal radyasyona maruz kalan filmlerde görüntü solmaya başlar ve sağlıklı bir doz sonucunun alınmasına engel teşkil eder. En fazla iki aylık ölçüm periyodu için kullanıcılara ulaştırılan film dozimetrelerin her birine ait bir seri numarası bulunur ve bu kod kullanıcıya atanır.

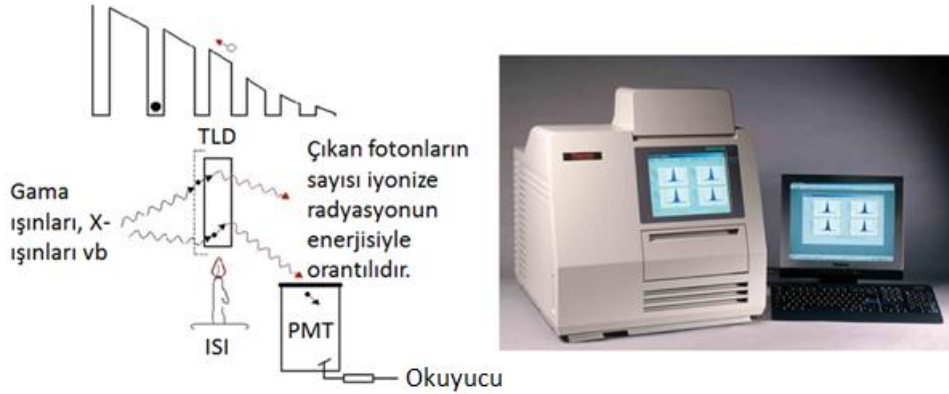
Bir diğer film dozimetre tipi ise radyokromatik film dozimetredir. Radyasyona maruz kalındığı ölçüde skalalı renksiz film şeridi renk değiştirerek kullanıcıları bilgilendirir (Şekil 1.8). Film şeridi %9 hidrojen, %60,6 karbon, %11,2 azot, %19,2 oksijen’ den meydana gelmektedir. Radyokromatik film dozimetreler, film dozimetrelere göre daha az hassastır ve genellikle yüksek dozlar için kullanılır. Banyo işlemine ihtiyaç duyulmaz. Ortam koşullarından etkilenmez. Kart tipinde olması nedeniyle kullanımı kolaydır (TAEK, 2012).



Şekil 1.8. Radyokromatik film dozimetrelerin farklı dozlara tepkisi (TAEK, 2012)

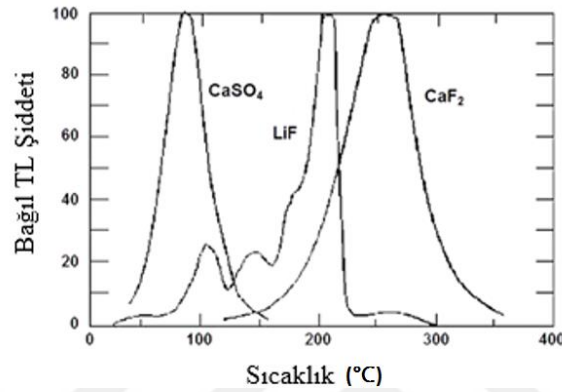
1.7.2. Termolüminesans dozimetreler (TLD)

Bazı kristaller, radyasyon enerjisini soğurarak depolarlar. Çeşitli işlemlerle ısıtılıp uyarılan bu kristaller depoladıkları enerjiyi morötesi, kızılötesi veya görünür ışık formunda dışarıya salarlar. Bu depolama ve uyarılma ile enerji açığa çıkarma olayına lüminesans denir. Eğer uyarma ısı yoluyla meydana getiriliyorsa termolüminesans (TL), ışık yoluyla meydana getiriliyorsa optik uyarmalı lüminesans (OSL) olarak adlandırılır. Termolüminesans dozimetreler, farklı tipteki TL kristalleriyle uygun filtrelerin kullanıldığı bir plastik kaptan meydana gelirler. Bu tip dozimetrelerde TL kristalinin ısıtılmasıyla açığa çıkan ışık, radyasyon dozunu belirlemektedir. Bir TLD okuyucu; TLD'nin yerleştirildiği ve ısıtıldığı bir planşet, termolüminesans ışık emisyonunu algılayan ve algıladığı bu foton akısını orantılı bir biçimde elektrik sinyaline çeviren bir foto-çoğaltıcı tüp (PMT) ile PMT sinyalini yük ya da akım olarak kaydeden bir elektrometreden oluşur (Şekil 1.9).



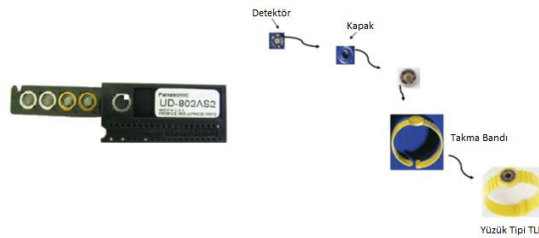
Şekil 1.9. TLD'nin çalışma prensibi ve TLD okuyucu (TAEK, 2012)

Uygulanan sıcaklıkla, TL kristalinin parlaması sonucu oluşan eğriye glow curve (ışım eğrisi) adı verilir. Foto-çoğaltıcı tüple ısıtma boyunca TL kristalinin ışıması ölçülür. Bütün tepe noktaları kaydedilir. Eğrinin altında kalan, alan radyasyon doz sonucu ile ilişkilendirilir. Şekil 1.10'da bazı kristaller için ışıma eğrileri görülmektedir. Işıma eğrisini etkileyen en önemli faktörler; kristalin türü, şekli ve büyüklüğü, maruz kalınan radyasyon tipi, ısıtma hızı ve doz ölçme işlemlerinin ışınlamadan ne kadar süre sonra yapıldığıdır (TAEK, 2012).



Şekil 1.10. $CaSO_4$, LiF , CaF_2 kristalleri için ışıma eğrileri (TAEK, 2012)

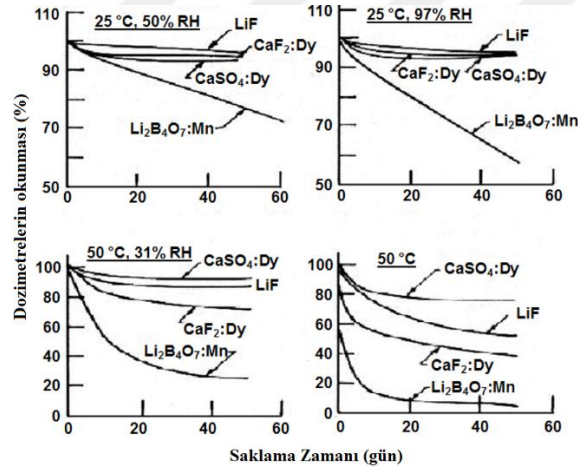
TL kristali geniş doz aralığında yüksek hassasiyet ve doğrulukla ölçüm yapar. Bazı TL kristalleri neredeyse doku eşdeğerinde olup, özellikle cilt ve deri dozimetreleri için çok uygundur. Kart ve yüzük tipinde iki çeşit TLD mevcuttur. Kart tipinde olanlar tüm vücut dozu, yüzük tipinde olanlarsa cilt ve deri dozu içindir (Şekil 1.11).



Şekil 1.11. Kart ve yüzük tipi TLD örnekleri (TAEK, 2012)

TLD'ler de (film dozimetreler gibi) en fazla iki aylık periyotlarla kullanıcılarına ulaştırılır ve yine film dozimetreler gibi bütün TLD'lerin seri numaraları kullanıcılara atanır. TLD'ler sadece bir kez okunabilmektedir. Hatalı okuma veya veri kayıplarında tekrar kullanılamaz. TL kristallerinin türlerine ve kombinasyonlarına bağlı olarak

dozimetre beta, gama, X-ışınları ve nötron radyasyonu dozlarını ölçebilmektedir. TLD'lerden uzun vadede istikrarlı bir şekilde yararlanılabilir (kullanılan kristaller okumadan sonra sıfırlanır ve tekrar kullanılabilir). Kristaller nemden ve sıcaklıktan etkilenirler. Kullanılmayan TLD'ler radyasyon alanları dışında, oda sıcaklığında ve nemsiz ortamlarda saklanmalıdır. Film dozimetreler gibi TLD'lerde de solma problemi bulunmaktadır. TLD için solma, doz sonucu okunmadan önce, tuzaklanan elektronların kaçıışı olarak adlandırılmaktadır. Solma problemini etkileyen başlıca faktörler; ışınlamadan sonra geçen zaman, yüksek sıcaklık ve ışıktır. Şekil 1.12'de görüldüğü gibi ölçüm periyodundan iki ay sonra, bazı kristallere ait doz değerleri %20 seviyelerinin altına inmektedir. Solma probleminin en az görüldüğü kristal lityum florürdür (LiF) ve TLD'ler de en fazla kullanılan kristaldır (TAEK, 2012).



Şekil 1.12. Bazı kristallerin zamana bağlı olarak solma düzeylerindeki değişim (TAEK, 2012)

1.7.3. Optik uyarmalı lüminesans dozimetreler (OSL)

OSL dozimetre, karbon katkılı alüminyum oksitli (Al₂O₃:C) küçük (yaklaşık 1mm³'lük) bir çip ve bu çipin yerleştirildiği plastik bir kaptan oluşmaktadır (Şekil 1.13). Kristalin ışık yoluyla uyarılması, bu dozimetreleri TLD'lerden ayıran en önemli özelliktir. Doz okuma hassasiyetleri yüksektir. Doz okunurken veriler kaybolmadığı için tekrar kullanılabilirler. Işıktan çok çabuk etkilendikleri için radyasyon alanları dışında ışıktan korunmaları gerekmektedir (TAEK, 2012).



Şekil 1.13. Farklı uygulama alanları için tasarlanmış OSL dozimetre örnekleri (TAEK, 2012)

1.7.4. Fotolüminesans dozimetreler

Fosfat camlara gümüş ekilerek indüklenmiş lüminesans merkezlerinin oluşturulması esasına dayanır. UV ışığa maruz bırakıldığında, daha geniş dalgaboylu floresans ışık yayımlanır. Bu ışımının ışıma şiddeti, 30 Sv'e kadar soğrulan dozla lineer olarak orantılıdır. TL'lerin aksine oldukça kararlıdır. Oda sıcaklığında sergilenen solma ihmal edilebilir düzeydedir.

Ayrıca nükleer iz emülsiyonu, katıhal iz detektörleri, TLD albedo dozimetreleri ve bubble detektörleri gibi pasif detektör kullanılarak doz ölçümü yapan cihazlarda kullanılmaktadır (TAEK, 2012).

1.7.5. Elektronik dozimetreler

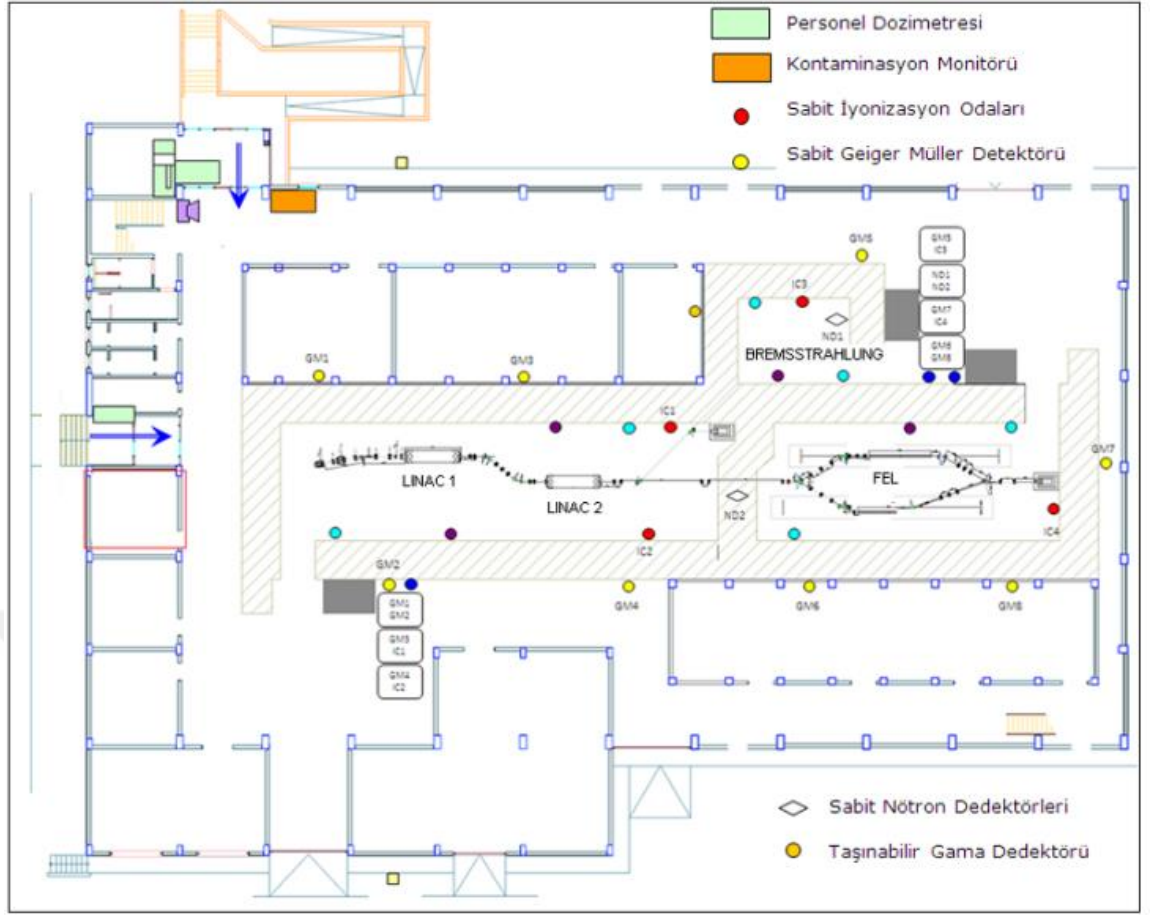
Elektronik dozimetreler, anlık doz ve doz hızı görülebilmesi sebebiyle, yüksek radyasyon alanlarında ikincil dozimetre olarak kullanılmaktadır. Yaygın olarak kullanılan elektronik dozimetrelerde, silikon diyot detektörü bulunmaktadır (Edquist, 2014). Kullanılan detektöre göre kart tipi veya kalem (cep dozimetreleri) tipi elektronik dozimetreler mevcuttur. Kalem tipi elektronik dozimetreler, gazların iyonizasyonu prensibiyle çalışırlar. Farklı tipteki radyasyonu görüntülemek için uygundurlar. Anlık veya okuyucu ile doz sonucu görüntülenebilen 2 çeşidi vardır. Şekil 1.14'te çeşitli elektronik dozimetre örnekleri yer almaktadır. Yöntem bölümünde kart tipindeki elektronik dozimetre olan DMC 2000s detaylı olarak tanıtılmaktadır. Genel olarak dozimetrelere ait kullanım talimatları Ek-A'da maddeler halinde verilmiştir.



Şekil 1.14. Elektronik dozimetreler. (Arka sıra soldan sağa doğru: Doxi-2G, Rad 50s, DMC 2000S, DOSIMAN, STEPHEN 6000. Ön sıra soldan sağa doğru: EPD ve L36) (Texier vd., 2001)

1.8. Ankara Türk Hızlandırıcı ve Radyasyon Laboratuvarı (TARLA)

Ankara'nın 15 km güneyindeki Gölbaşı ilçesinde kurulum çalışmaları devam eden ve ülkemizin bilimsel araştırma ve geliştirme amaçlı ilk elektron hızlandırıcı merkezi olma niteliği taşıyan TARLA (Ankara Türk Hızlandırıcı ve Radyasyon Laboratuvarı: Turkish Accelerator and Radiation Laboratory in Ankara), yaklaşık 6000 m²'lik kapalı alana sahip bir tesistir. Enstitü ve laboratuvar binalarından oluşan TARLA faaliyete geçtiğinde, 15-40 MeV aralığındaki enerjilerde hızlandırılmış elektron demetleriyle, 3-250 µm bölgesinde kızılötesi serbest elektron lazeri (IR-FEL) üretebilecektir. Böylelikle hızlandırıcı ünitesi, serbest elektron lazeri odası ve bremsstrahlung biriminde yapay radyasyon açığa çıkacaktır (Şekil 1.15) (Karakılıç, 2013). Türkiye'de bu ölçekte bir elektron lazeri tesisinde, kişilerin aldıkları radyasyon ilk defa izlenecektir. Kişisel monitörleme amacıyla birincil dozimetre olarak OSL'ler kullanılırken, ikincil dozimetre olarak elektronik kişisel dozimetreler kullanılacaktır. OSL'ler TAEK gözetiminde kullanılırken, elektronik dozimetreler TARLA radyasyon güvenliği ekibi tarafından kullanılacaktır. Bu çalışmada, kullanılacak olan elektronik dozimetre sistemi her yönüyle (doz ve doz hızı görüntülenmesi, sistemin yazılımları, bakım onarım vb.) incelenmektedir.



Şekil 1.15. TARLA serbest elektron lazeri kroki planı (Karakılıç, 2013)

2. KAYNAK ÖZETLERİ

1928 yılında kurulan ICRP, dozimetrik kavramların ve radyasyon alanında kullanılan çeşitli niceliklerin geliştirilmesi için kilit bir organizasyondur. Radyasyonun zararlı etkilerinin minimuma indirgenmesi için, tüm dünyada radyasyon çalışanlarının aldıkları yıllık dozların sınırlandırılması için tavsiyeler yayımlamaktadır. Ülkemizde TAEK, ICRP'nin verdiği tavsiyeler ışığında hazırladığı tüzük (resmi gazete sayısı: 18861) ve yönetmeliklerle (resmi gazete sayısı: 20983, 23999, 25598, 27600, 21997, 25571, 25869, 21964 ,23934, 25869, 27144) radyasyon ve radyasyondan korunma konusunda ulusal düzeyde hizmet vermektedir.

TARLA ve nükleer tesisler gibi yüksek radyasyon alanlarında, radyasyon ölçümlerinin güvenli olabilmesi ve ölçüm sürekliliğinin garanti altına alınabilmesi için, aynı nicelikler farklı iki sistem tarafından ölçülmeli ve kontrol edilmelidir. Bu amaçla TARLA'daki kişisel doz ölçümlerinin 2 farklı dozimetre sistemiyle (TAEK gözetiminde RADKOR firmasından temin edilen OSL dozimetreler ve TARLA radyasyon güvenlik birimi tarafından kullanılan elektronik kişisel dozimetre sistemi) yapılması kararlaştırılmıştır. Dozimetreler rutin olarak kullanılmaya başlanmadan önce, International Organization for Standardization (ISO) standartlarına uygun bir laboratuvarda ışınlanarak test edilmeleri hayati öneme sahiptir. International Electrotechnical Commission (IEC), elektronik dozimetrelerde doz eşdeğerleri Hp(10) ve Hp(00,7)'nin test edilmesi için IEC-61526 standardını yayımlamıştır. Bu standart dozimetrelerin detektör tipinden bağımsız olarak; X, gama, nötron ve beta radyasyonu için uygulanabilir (IEC, 2010). Dünyada kullanılan dozimetrelere uygun standartlar Çizelge 2.1'de yer almaktadır.

Çizelge 2.1. Aktif ve pasif dozimetre çeşitleri için kullanılan standartlar (Ambrosi vd., 2016)

Radyasyon Tipi	Uluslararası Standartlar			
	Alan Monitörleme		Kişisel Monitörleme	
	Aktif	Pasif	Aktif	Pasif
Foton	IEC 60846	IEC 62387 IEC 61066 (TLD)	IEC 61526	IEC 62387 (Tüm vücut) IEC 61066 (TLD, Tüm vücut) ISO 12794 (TLD) ISO 1757 (Film)
Beta				
Nötron	IEC 61005	---		ISO 21909 (TLD, Bubble ve nükleer iz detektörleri)

Elektronik dozimetrelerin test süreçleriyle ilgili bazı çalışmalar incelenmiş ve aşağıdaki gibi özetlenmiştir.

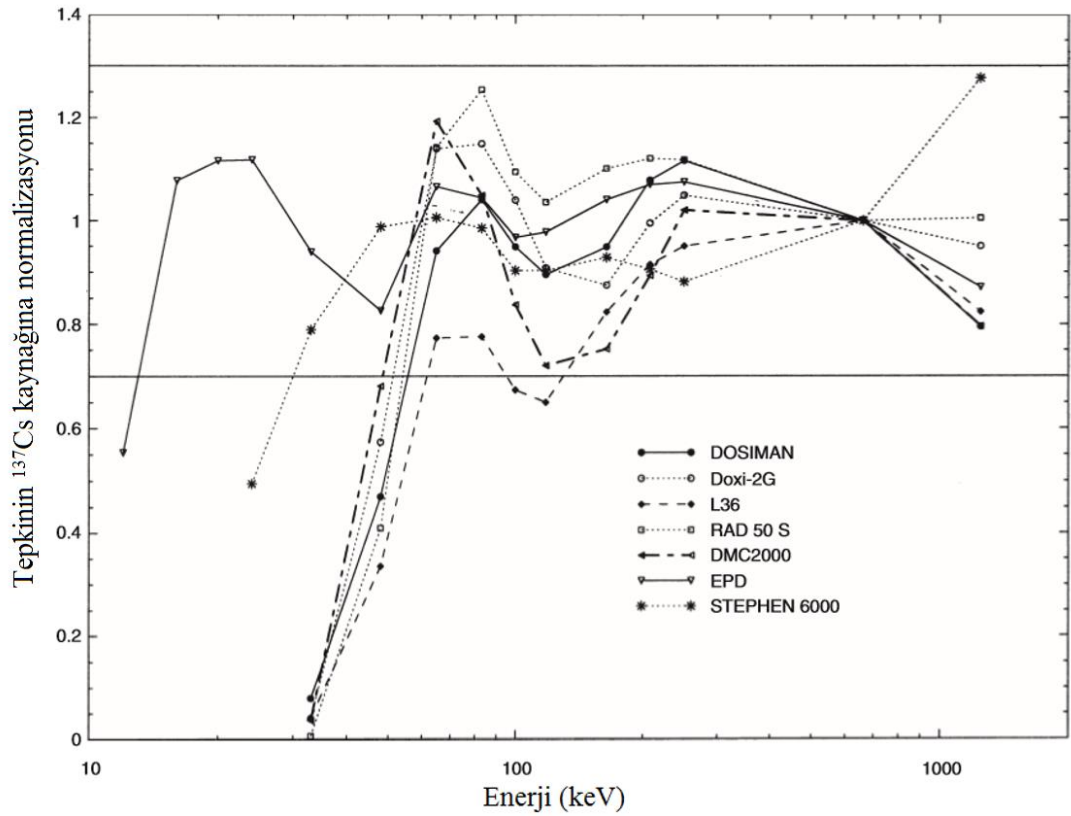
Suliman ve arkadaşları, Sudan’da yaygın olarak kullanılan 6 adet Rados 60 ve 4 adet Graetz ED 150 model elektronik dozimetreleri Sudan Atom Enerjisi Komisyonu’nun dozimetre laboratuvarında ışınlarak test etmişlerdir (Suliman vd., 2010). Dozimetreler 65, 100, 118 keV enerjili X ışınlarıyla, 662 keV enerjili ¹³⁷Cs ve 1250 keV enerjili ⁶⁰Co gama kaynaklarıyla; 0°, ±20°, ±40°, ±60°’lik açılarla ışınlanmıştır. Dozimetreler ışınlarken arkalarına ISO su fantomu yerleştirilmiştir. Işınlama sonuçları Çizelge 2.2’de yer almaktadır.

Çizelge 2.2. On adet dozimetrenin çeşitli enerjilerde ve açılarda gelen radyasyona tepkileri (Suliman vd., 2010)

EPD	Açı	Radyasyon Enerjisi (keV)				
		1250	662	118	100	65
Rad 60 (n=6)	0	0,97 ± 0,12	0,99 ± 0,19	1,01 ± 0,18	0,98 ± 0,02	1,35 ± 0,08
	±20	0,92 ± 0,09	0,94 ± 0,14	0,75 ± 0,05	0,73 ± 0,11	0,74 ± 0,18
	±40	0,93 ± 0,14	0,96 ± 0,16	0,95 ± 0,18	0,89 ± 0,08	0,96 ± 0,16
	±60	0,95 ± 0,25	1,00 ± 0,21	1,14 ± 0,11	1,06 ± 0,01	1,26 ± 0,20
Graetz (n=4)	0	1,12 ± 0,11	1,04 ± 0,07	0,94 ± 0,18	0,83 ± 0,21	0,77 ± 0,11
	±20	1,12 ± 0,11	0,96 ± 0,08	0,97 ± 0,16	0,98 ± 0,05	1,16 ± 0,24
	±40	1,11 ± 0,23	0,97 ± 0,06	1,11 ± 0,17	0,97 ± 0,09	0,85 ± 0,12
	±60	1,13 ± 0,04	1,02 ± 0,18	0,95 ± 0,22	1,1 ± 0,07	0,92 ± 0,21

Dozimetrelerin çeşitli enerji ve açılardaki performanslarının oldukça iyi olduğu gözlenmiştir. Bu sonuçlar kişisel dozimetre standartlarının geliştirilmesi için yararlı bilgiler sunmaktadır.

Texier ve arkadaşları, Fransa'daki Nükleer Güvenlik ve Korunma Enstitüsü (Institute for Protection and Nuclear Safety) dozimetre bölümünde, DOSIMAN, STEPHEN6000, L 36, Siemens EPD, Doxi-2G, Rad50S ve DMC2000S model dozimetreleri 33, 48, 65, 100, 118, 164, 208, 250 keV'lik X-ışınları ve ayrıca 662 keV enerjili ^{137}Cs ve 1250 keV enerjili ^{60}Co gama kaynaklarıyla her modelden ikişer dozimetre ışınlıyarak test etmişlerdir. Bu çalışmada, çok az dozimetrenin hastane ortamındaki düşük enerjili radyasyonu ölçmeye uygun olduğu saptanmıştır. Bu çalışmaya ait toplu sonuçlar Şekil 2.1'de sunulmaktadır (Texier vd., 2001).



Şekil 2.1. Çeşitli elektronik dozimetrelerin radyasyon enerjisine tepkisi (Texier vd., 2001)

Dumitrescu ve arkadaşları Cernovada Nükleer Güç Reaktöründe, TLD ve elektronik dozimetre sistemleri kullanarak, nötron ve gama radyasyonu altında hangi sistemin daha iyi performans sergilediğini kontrol etmişlerdir. Bu amaçla 20 adet Panasonic

UD-814AR9 TLD dozimetre ve 3 adet DMC 2000GN elektronik dozimetre test edilmiştir. Elektronik dozimetri sisteminin, nötron ve gama karma radyasyon alanlarında, TLD sistemine göre daha başarılı olduğu bildirilmiştir (Dumitrescu vd., 2012).

Takahashi ve arkadaşları Japon Atom Enerji Ajansı'ndaki reaktör yakıt kontrol tesisinde Aloka firmasının gama ve beta karma radyasyonu için üretilen EPD-101 model elektronik cep dozimetrelerini; radyofotoluminesans (RGD) ve TLD dozimetrelerle kıyaslayarak test etmişlerdir (Takahashi vd.,2014). Kullanılan radyasyon kaynakları ve radyasyon enerjileri Çizelge 2.3'te verilmiştir.

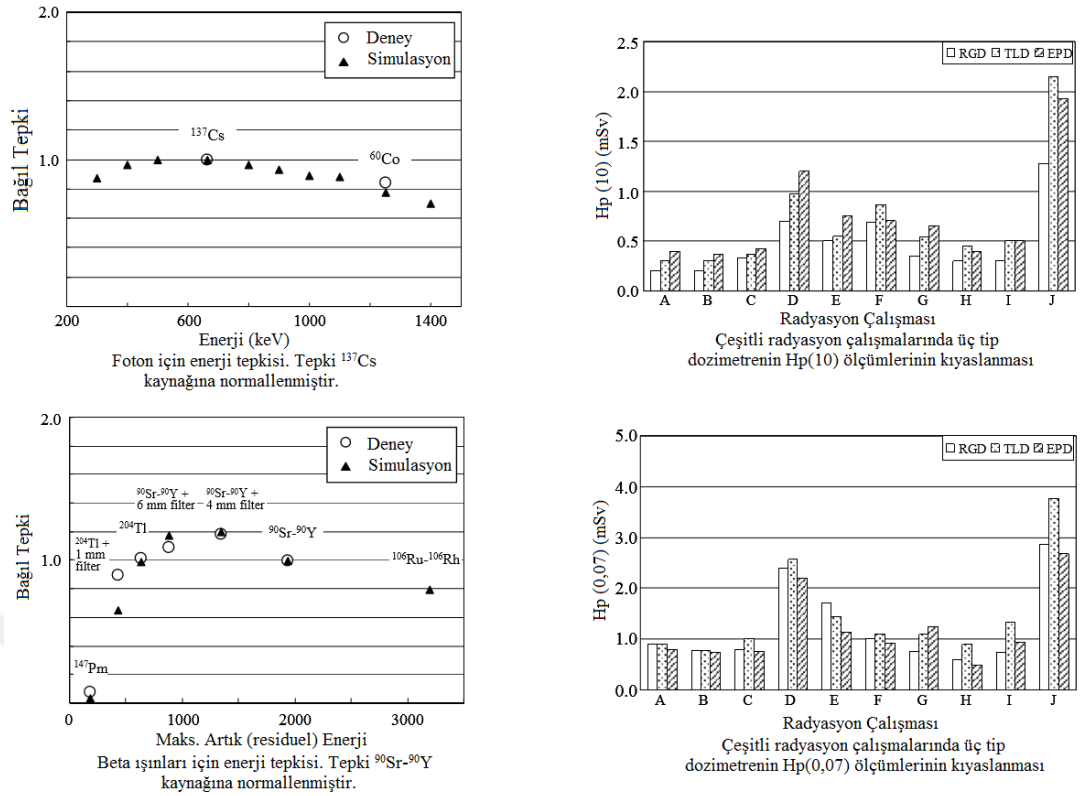
Çizelge 2.3. EPD-101 model dozimetrelerin test edilmesinde kullanılan radyasyon kaynakları (Takahashi vd.,2014)

Radyoaktif Çekirdek	Radyasyon	PMMA filtre kalınlığı	Enerji (keV)	Doz Hızı (mSv/h)	Doz (mSv)
^{137}Cs	gama	-	662	10	1
^{60}Co	gama	-	1250 ^a	10	1
^{147}Pm	beta	-	179 ^b	21,2	1
^{204}Tl	beta	1	427 ^b	0,56	0,2
^{204}Tl	beta	-	635 ^b	1,32	1
^{90}Sr - ^{90}Y	beta	6	878 ^b	3,04	1
^{90}Sr - ^{90}Y	beta	4	1250 ^b	21,9	1
^{90}Sr - ^{90}Y	beta	-	1940 ^b	7,23	1

a Etkin Enerji

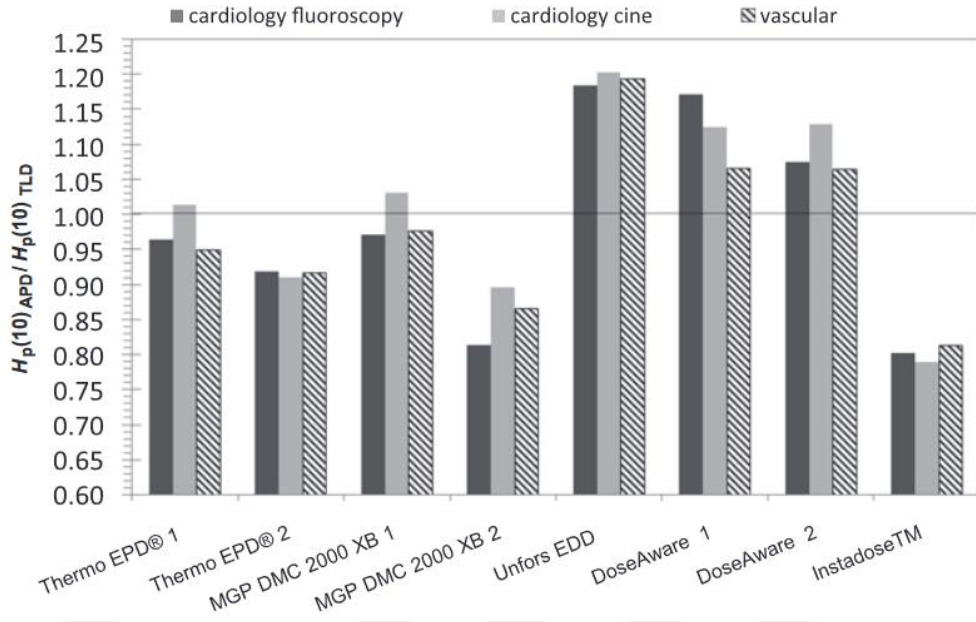
b Max. Artık (residual) Enerji

Üç çeşit dozimetre, reaktör yakıt kontrol tesisindeki sıcak hücrede (hot cell) çalışanlara kullanılarak aynı koşullar altında ölçüm yapılmıştır. Ayrıca “monte carlo” simülasyon kodu kullanılarak EPD-101 model elektronik dozimetrelerin gama ve beta ışınları için radyasyon enerjisi tepkileri ölçülmüştür. Elde edilen simülasyon ve ölçüm sonuçları Şekil 2.2'de gösterilmektedir.



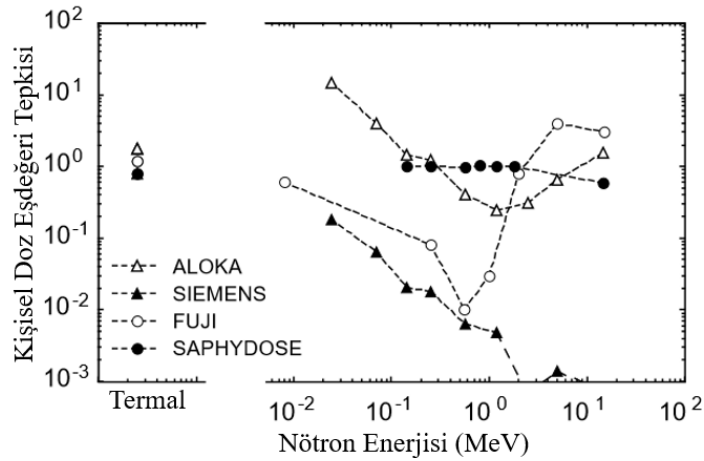
Şekil 2.2. Radyasyon ölçüm çalışmalarının toplu sonuçları (Takahashi vd.,2014)

Chirotti ve arkadaşları, Madrid’te bulunan San Carlos Üniversitesi hastanesinde iki adet Thermo EPD, MGP DMC 2000 XB ve Philips DoseAware model dozimetreler ile üç adet Mirion Instadose ve bir adet Unfors EDD-3 model dozimetreler X-ışınlarıyla ışınlanarak test edilmişlerdir (Chirotti vd.,2011). Referans dozimetre olarak LiF:Mg,Cu,P çipli GR-200A model TLD kullanılmıştır. X-ışını kaynakları olarak hastanede bulunan röntgen cihazları kullanılmıştır. Dozimetreler su fantomu üzerine yerleştirilerek ışınlanmıştır. Elektronik dozimetreler TLD ile kıyaslandığında %10 - 15’lik bir farkla doz ölçümü yaptıkları saptanmıştır. Elektronik dozimetrelerin, girişimsel (interventional) radyoloji ve kardiyoloji alanında doz ölçümü için, yararlı ve etkili birer araç oldukları saptanmıştır. Ölçüm sonuçları Şekil 2.3’te gösterilmektedir.



Şekil 2.3. Elektronik dozimetrelerin doz tepkisi (Chirotti vd.,2011)

d'Errico ve arkadaşları, Aloka PDM-313, Fuji Electric EPD (NRN), Saphydose-n ve Siemens EPD-N nötron dozimetrelerini 24 keV - 19 MeV enerji aralığında değişen nötron demetleriyle Almanya'da bulunan ulusal metroloji enstitüsünde ışınlıyarak test etmişlerdir. Işınlama sürecinde su fantomu kullanılmıştır. Şekil 2.4'te araştırma sonuçları yer almaktadır (d'Errico vd., 2003).

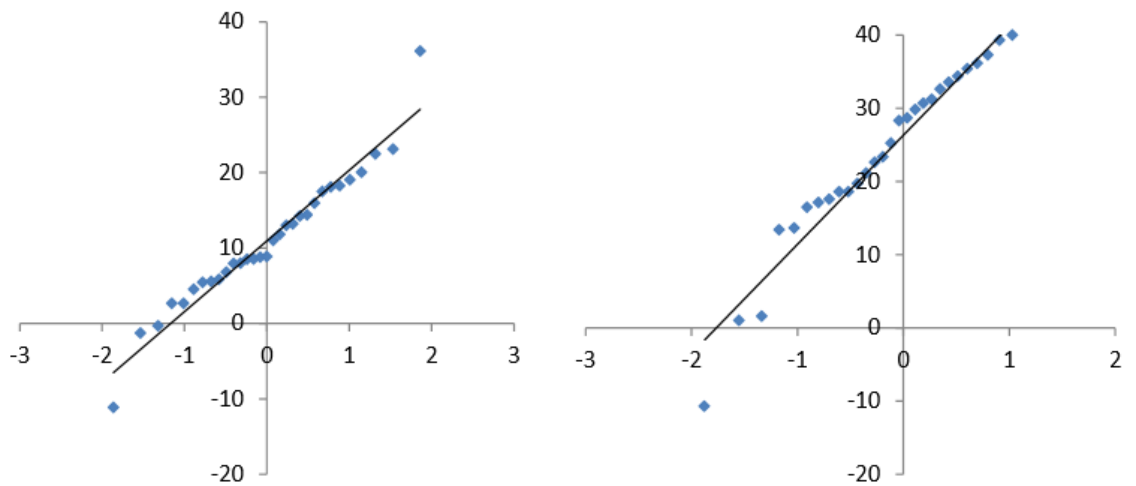


Şekil 2.4. Dozimetrelerin nötron enerjisine tepkisi (d'Errico vd., 2003)

Boziari ve Hourdakis, Yunan Atom Enerji Komisyonu İyonize Radyasyon Kalibrasyon Laboratuvarında yıllar boyunca kalibrasyonu yapılan elektronik kişisel

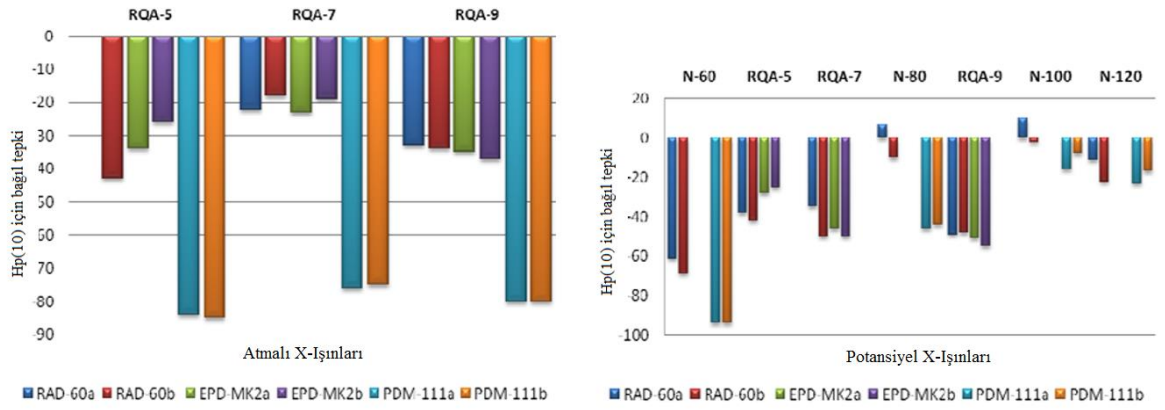
dozimetreler ve elektronik kalem dozimetreler ile ilgili bir çalışma yayımlamıştır. Dozimetreler; kesinlik (accuracy), yeniden kullanılabilirlik (reproducibility), lineerlik ve enerji bağımlılığındaki sapmalar açısından gözlemlenmiştir. Bütün kalibrasyon işlemleri IEC ve ISO standartlarına uygun olarak yapılmıştır. Kalem dozimetreler iyi mekanik karakteristik gösterirken, ışınlamadan 24 saat sonra gösterilen doz değerinde büyük sapmalar meydana gelmektedir. Elektronik kişisel dozimetreler ise kötü mekanik karakteristik gösterirken, ışınlamadan 24 saat sonra gösterilen doz değerinde küçük sapmalar meydana gelmektedir. Çalışmada radyasyon alanlarına uygun dozimetrelerin seçilmesi tavsiye edilmektedir (Boziari ve Hourdakis, 2006).

Bir başka çalışmada, Catawba Nükleer İstasyonunda kullanılan kişisel dozimetreleri incelenmiştir (Edquist, 2014). Tesiste birincil dozimetre olarak Harshaw 8814 TLD'ler kullanılırken, ikincil dozimetre olarak DMC 2000S elektronik kişisel dozimetreler kullanılmaktadır. DMC 2000S model dozimetrelerin üç versiyonu bulunmaktadır ve bunları DMC 2000S V2, DMC 2000S V3 ve DMC 2000S V4 şeklinde isimlendirilmektedir. V2 ve V3 eski versiyonlar, V4 ise yeni versiyondur. Bir litrelik içi su dolu otuz iki adet plastik şişe üzerine V2/V3, V4 ve TLD yerleştirilerek Catawba nükleer istasyonunda, doz hızı yaklaşık 0,01 mSv/h – 0,35 mSv/h aralığında olan alanlarda bir hafta bekletilerek ölçüm yapılmıştır. Burada içi su dolu plastik şişe fantom olarak kullanılmıştır. Ölçüm sonucunda V2/V3 için çizilen grafikte R^2 değeri 0,955; V4 için çizilen grafikte R^2 değeri 0,959 olarak bulunmuştur (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. V2/V3 model dozimetreler ile (sol), V4 model dozimetrelerin (sağ) R^2 değerlerinin belirlenmesi (Edquist, 2014)

Guimaraes ve arkadaşları, ikişer adet rados RAD-60, aloka PDM-111 ve thermoelectron EPD-MK2 model cihazları dozimetre kalibrasyon laboratuvarında IEC ve ISO standartlarına uygun gama ve X – ışını kaynaklarıyla ışınlayarak test etmişlerdir (Guimaraes vd., 2015). ^{137}Cs kaynağıyla yapılan ışınlamalarda, bütün dozimetrelerin %10'luk yüzde hata değerini aşmadıkları gözlenmiştir. Potansiyel (potential) ve atmalı (pulse) X ışını kaynaklarıyla yapılan ışınlama sonuçları Şekil 2.6'da birlikte gösterilmektedir.



Şekil 2.6. Dozimetrelerin Hp(10) için atmalı (sol) ve potansiyel (sağ) X-ışınları demetine karşı bağlı tepkileri (Guimaraes vd., 2015)

Dünya genelinde kullanılan çeşitli elektronik dozimetreler ve karakteristik özellikleri Çizelge 2.4.'te yer almaktadır.

Çizelge 2.4. Çeşitli elektronik dozimetrelerin karakteristik özellikleri (Texier vd, 2001)

	DOSIMAN	STEPHEN6000	L 36	EPD	Doxi-2G	Rad 50s	DMC 2000s	PM1610	PM1621	Graetz ED 150
Üretici Firma	EurisysMeasure	Stephen-Lenan	Eurorad	Siemens	Saphymo	Rados	MGP Instruments	Polimaster	Polimaster	Graetz Gmbh
Detektör Tipi	Silikon Diyot	G.M.	Silikon Diyot	Silikon Diyot	Silikon Diyot	Silikon Diyot	Silikon Diyot	G.M .	G.M.	G.M
Enerji aralığı (meV)	0,05–2	0,035–1	0,06-6,2	0,015-6	0,05-1,3	0,06-1,5	0,06-2	0,024-10	0,01-20	0,055-3
Ölçülen Nicelik	Hp (10)	Hp (10)	Hp (10)	Hp (10) Hp (0,07)	Hp (10)	Hp (10)	Hp (10)	Hp (10)	Hp (10)	Hp (10)
Doz aralığı	1µSv–10Sv	1 µSv–9999mSv	1 µSv–999mSv	1µSv–16Sv	1 µSv–9999mSv	1µSv–10Sv	1µSv–10Sv	0,05 µSv-10.0 Sv	1 µSv 9.99 Sv	0,1 µSv-10 Sv
Doz hızı aralığı	1µSv/h–1Sv/h	1 µSv/h–9999mSv/h	1µSv/h–250mSv/h	1µSv/h–4Sv/h	1µSv/h–8Sv/h	5µSv/h–3Sv/h	10µSv/h–10Sv/h	0,1 µSv/h-10 Sv/h	0,1 µSv/h–0,1 Sv/h	1 µSv/h-1,5 Sv/
Alarm	S & V	S & V	S & V		S & V	S & V	S & V	S & V	S & V	
Boyut (mm)	89×57×8	110×60×18	48×70×17	85×63×19	105×70×30	78×67×22	84×48×17,5	58×59×20	87×72×39	36×40×17
Ağırlık (g)	50	110	77	95	160	80	70	70	165	160
Pil	Lityum pil	Alkalin veya Lityum pil	Lityum pil	Alkalin veya Lityum pil	Lityum pil	Lityum pil	Lityum pil	USB'den şarj	Lityum pil	

3. YÖNTEM

3.1 TARLA’da Kullanılan Dozimetri Sistemi

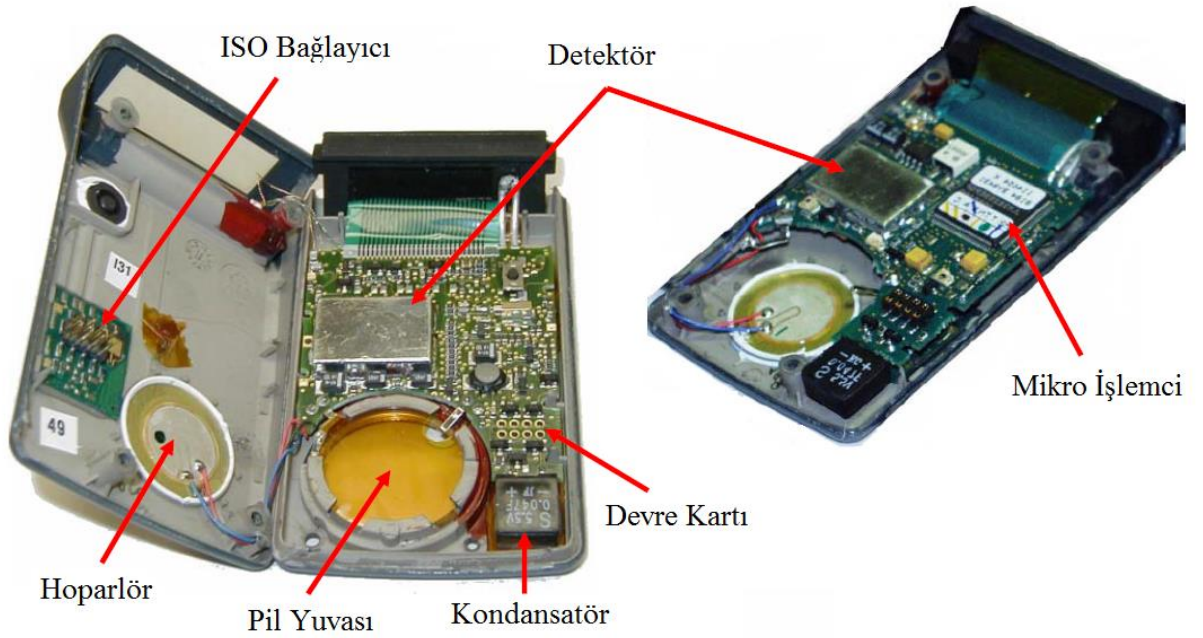
TARLA’da Mirion Technologies firmasının DMC 2000S model elektronik dozimetreleri ve LDM 220 model okuyucuları kullanılmaktadır. Dozimetri sistemimiz 55 adet kişisel elektronik dozimetre, 2 adet dozimetre okuyucu ile Windows işletim sistemlerine uyumlu dosimass ve dosicare yazılımlarından oluşmaktadır. Bu bölümde dozimetri sistemimiz, kullanım kılavuzları temel alınarak, detaylı bir şekilde açıklanmaktadır.

3.1.1. DMC 2000S elektronik dozimetre

DMC 2000S, TARLA’da oluşacak birincil radyasyona uygun olarak seçilmiş bir foton dozimetresidir. 50 keV - 6 MeV enerji aralığındaki gama ve X-ışınları için eşdeğer doz ölçümü yapmaktadır. Dozimetreyi kabaca; plastik bir kap ile kaplanmış detektör, kızıl ötesi iletişim anteni, doz ekranı ve eşik doz seviyesi aşılnca devreye giren alarm sisteminden oluşan bir elektronik cihaz olarak tanımlayabiliriz. Şekil 3.1’de dozimetrenin bileşenleri detaylı olarak gösterilmektedir. Dozimetre ekranı LCD olup, seçim tuşuyla dozimetre aktif durumdayken doz veya doz hızı seçilerek, ekran üzerinden sonuçlar izlenebilmektedir. Dozimetreler sisteme üzerlerinde bulunan seri numaralarıyla kayıt edilmektedir. Doz veya doz hızı belirlenen eşik değerleri aştığı zaman alarm sistemi devreye girerek, kullanıcıyı sesli ve görsel olarak (yanıp sönen kırmızı LED ışığıyla) uyarmaktadır. Detektör konumu dozimetre üzerinde küçük bir “+” sembolüyle işaretlenmiş bölümün hemen altında yer almaktadır. Dozimetrenin iç görüntüsü ve dozimetreyi oluşturan temel bileşenler Şekil 3.2.’de ayrıca gösterilmektedir.



Şekil 3.1. DMC 2000S elektronik dozimetre bileşenleri (MGP, 2006)



Şekil 3.2. DMC 2000S'in iç görünümü (MGP, 2006)

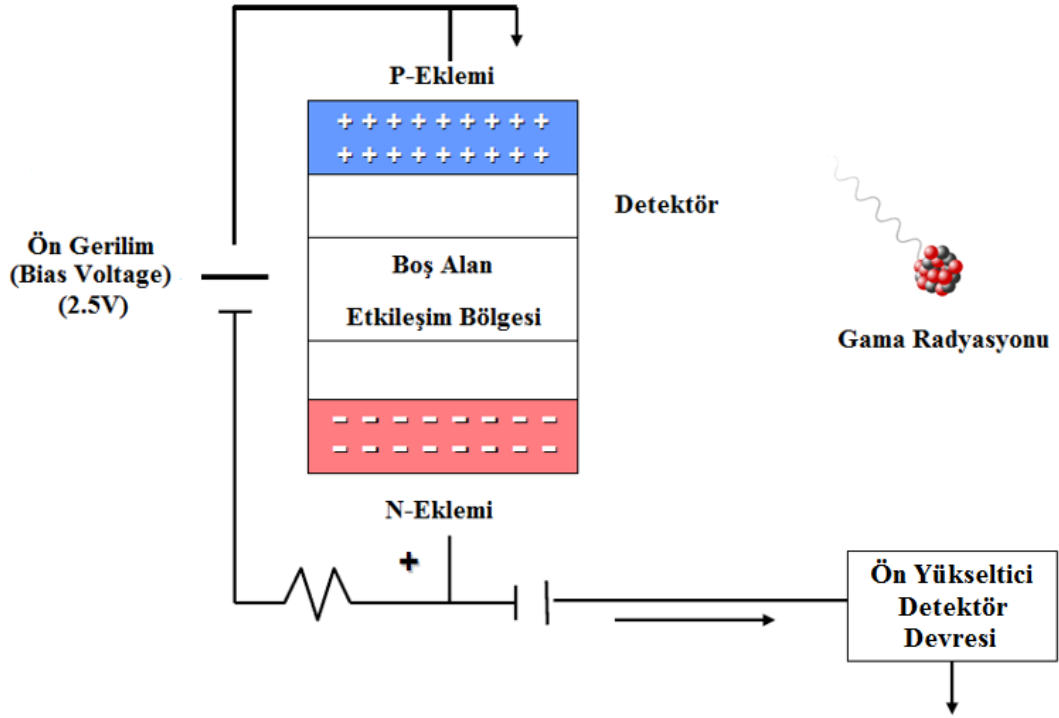
Dozimetrelerin nükleer, elektriksel ve mekaniksel karakteristiği Çizelge 3.1.'de detaylı şekilde verilmiştir.

Çizelge 3.1. DMC 2000S dozimetresinin teknik özellikleri (DMC 2000S, 2011)

Nükleer Karakteristik		
Radyasyon Tipi		Gama ve X-ışınları
Uyumlu Olduğu Standartlar		IEC1283 - ANSI 42-20A, ANSI 13.27
Enerji Aralığı		50keV-6MeV
Ölçülen Nicelik		Eşdeğer Doz Hp (10)
Ölçüm Aralığı	Eşdeğer Doz	1 μ Sv-10 Sv
	Eşdeğer Doz Hızı	1 μ Sv/h-10 Sv/h
Lineerlik	Hp(10) $\leq$ 1Sv/h	$\leq \pm \% 10$
	1Sv/h < Hp(10) $\leq$ 10Sv/h	$\leq \pm \% 25$
Tepki Zamanı		< 5 sn
Çalışma Sıcaklığı		(-) 10 °C - (+) 50 °C
Doz Saklama Sıcaklığı		(-) 30°C - (+) 71 °C
Nem		$\leq \pm \%90$
Maksimum Doz Aralığı		≥ 100 Sv
Elektriksel Karakteristik		
Pil		Renata CR2450N veya Toshiba 2450 (Sadece)
Pil Ömrü		1 yıl (20 $\pm$ 5 °C sıcaklıkta ve fazla alarm haricinde)
Alarm Seviyesi		≥ 85 dBA (30 cm'de)
Harici Donanım		ISO (Smart kart tipi)
Elektromagnetik Uyum		Avrupa Standartları (CEM - 89/336/CEE ve92/31/CEE)
Mekanik Karakteristik		
Dış Kap		PVC
Boyut		84×48×9×17,5 mm
Ağırlık (Pil ile birlikte)		< 56 gr
Su Geçirmezlik		1 metreye kadar
Düşme Dayanıklılığı		1,5 metreye kadar - sert zemin

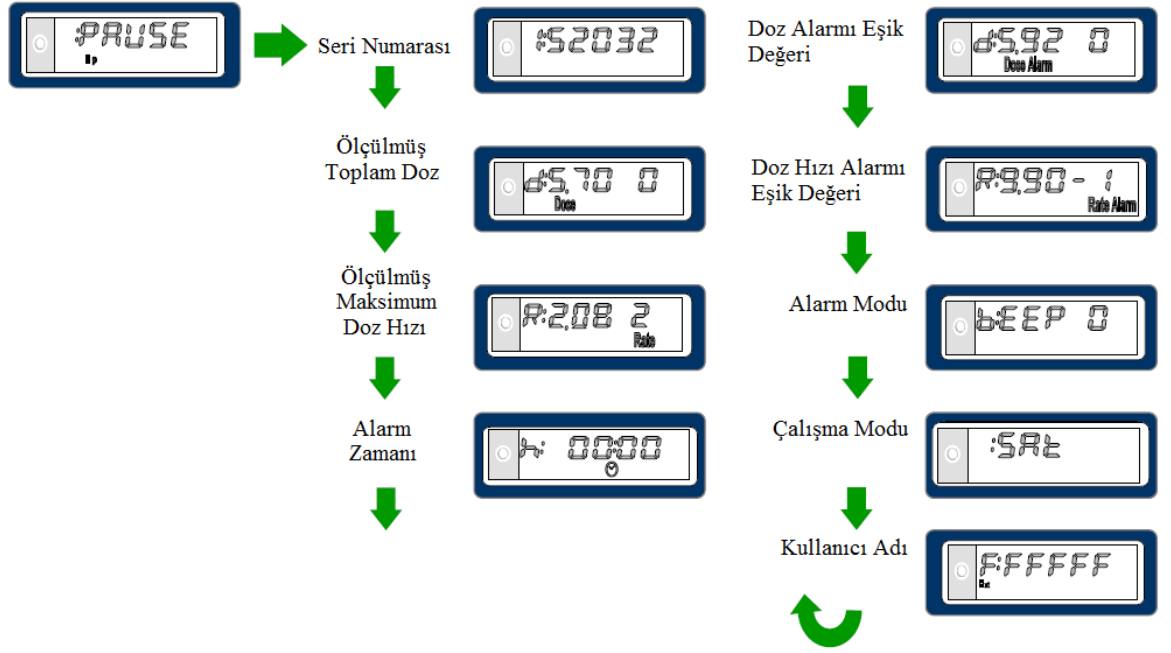
DMC 2000S dozimetreler de silikon diyot detektör kullanılmaktadır. Etkileşim bölgesindeki atomlarla gama radyasyonu etkileştiği zaman boş bölgede yüklü parçacıklar oluşur. Polarizasyon voltajı sayesinde küçük bir yük toplanarak diyot boyunca bir atma oluşturulur. Bu atma bir ön yükseltici devre tarafından beslenerek yükselticiye ulaştırılır. Ön yükselticinin görevi yükü bir elektrik sinyaline (atma) dönüştürmektir. Ayırıştırıcı (discriminator) elektrik gürültüsünden kaynaklı sinyalleri ayıklar. Böylelikle yükseltici mikro işlemcinin sayabilmesi için büyük genlikli bir atma üretir. Detektörde üretilen yüklü parçacıkların sayısı gelen radyasyonla ve

detektörün en yakınındaki malzemelerin kütlesiyle doğru orantılıdır. Detektörün kesin sonuç vermesinin sebeplerinden bir tanesi detektörün zırhlamasıdır. Zırhlama detektör tepkisinin (belirli bir enerji için ışınlama hızının milirem/h başına atma sayısı) neredeyse sabit olmasını sağlar (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. DMC 2000S dozimetre detektörünün doz ölçüm sürecini anlatan diyagram (MGP, 2006)

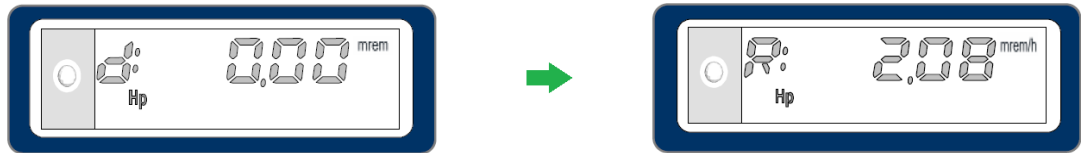
Dozimetre, pil takılmasıyla bekleme modunda çalışmaya başlar. Bu modda dozimetre herhangi bir ölçüm yapmaz. Bekleme modunda, dozimetre üzerindeki seçim tuşuyla, dozimetrenin çeşitli verileri kontrol edilebilir. Dozimetrenin LCD ekranında görünen veriler ve anlamları Şekil 3.4'te gösterilmektedir. Her ok işareti seçim tuşuna bir kez bastıktan sonra ortaya çıkan veriyi işaret etmektedir.



Şekil 3.4. Bekleme modunda dozimetre ekran görüntüleri (MGP, 2006)

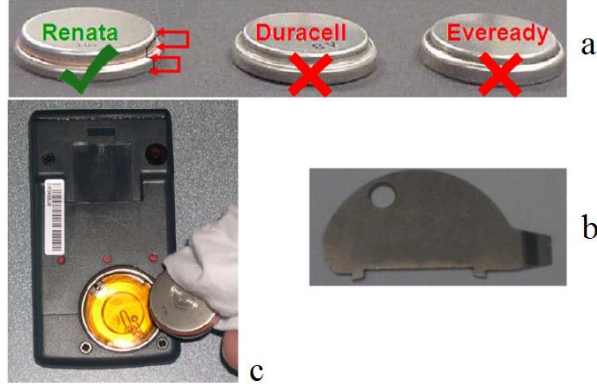
Dozimetre aktifleştirilmeden önce; bekleme modunda olmalı, doz ve doz hızı alarmı için belirlenen eşik değerine uygun programlanmalı, çalışma süresi için uygun alarm zamanını seçilmeli, pil süresiyle ilgili uyarı olup olmadığı ve dozimetre ekranında kullanıcı isminin yazılı olup olmadığı mutlaka kontrol edilmelidir.

DMC 2000S model dozimetreler, okuyucu vasıtasıyla veya seçim tuşuyla aktifleştirilebilen olmak üzere iki modele sahiptir. TARLA’da kullanılan dozimetreler okuyucu vasıtasıyla aktifleştirilen tiptedir. Dozimetreler LDM 220 okuyucudan en fazla 20-30 cm uzaklıkta tutularak aktifleştirilir. Aktif dozimetre ekranında seçin tuşuna basarak doz veya doz hızı değerleri takip edilebilmektedir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Aktifleştirilmiş dozimetre ekranında doz (sol) ve doz hızı (sağ) görüntüleri (MGP,2006)

Dozimetrelerin, pilleri pil açma aparatı ve tavsiye edilen pil kullanılarak Şekil 3.6’deki gibi değiştirilir.



Şekil 3.6. (a) Üretici firma tarafından tavsiye edilen pil,
 (b) Pil kapağı açma aparatı,
 (c) Pil yuvası ve pilin doğru takılması (MGP, 2006)

Dozimetre ekranında oluşabilecek sorunlar ve çözümleri Ek-B’de detaylı olarak anlatılmaktadır.

3.1.2. LDM 220 dozimetre okuyucu

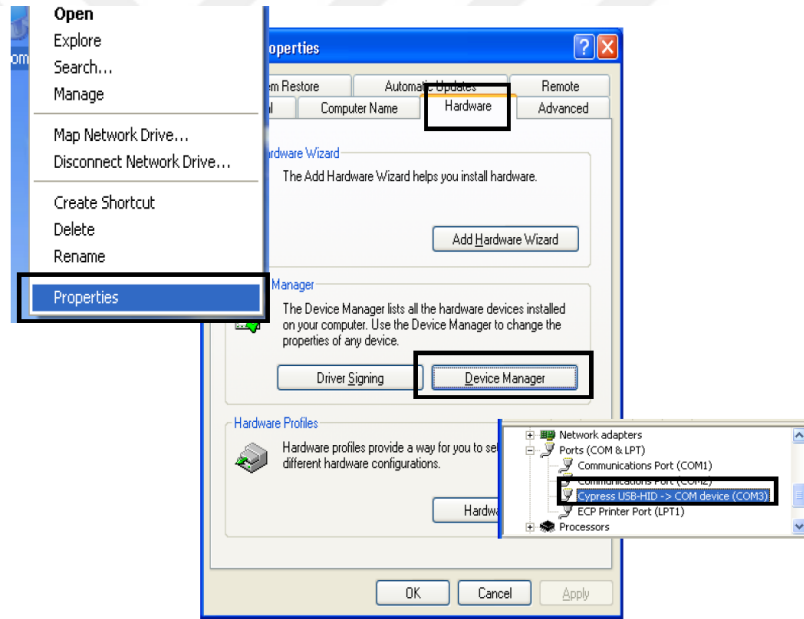
LDM 220 dozimetre okuyucu bir bilgisayarın USB portuna bağlanır. 20-30 cm menzildeki dozimetreleri kızılötesi (infrared) dalgalarla, içerisinde bulunan bir alıcı sayesinde algılarlar. Okuyucudaki üç adet çift renkli LED (kırmızı ve yeşil), kullanıcıları değişen durumlar hakkında bilgilendirir. ‘Güç’(Power) ışığı okuyucunun bilgisayara bağlı olup olmadığını denetler. ‘Durum’(Status) ışığı okuyucunun dozimetreleri algılayıp algılamadığını denetlerken ‘erişim’(Access) ışığı izin verilen bölüme giriş izinlerini denetler. Yeşil ışık tüm durumlar için hiçbir hata olmadığını ifade eder. Kırmızı ışık ise tam tersini ifade etmektedir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. LDM 220 dozimetre okuyucunun önden görünüşü (sol) ve iç görünüşü (sağ)
 (MGP, 2006)

Dosimass ve Dosicare yazılımları bilgisayara yüklenirken otomatik olarak LDM 220 dozimetre okuyucusunun sürücüler de yüklenir. Okuyucunun bilgisayara düzgün bir şekilde yüklenip yüklenmediği aşağıdaki adımlarla kontrol edilir.

LDM 220 dozimetre okuyucunun sürücünü yükledikten sonra okuyucuyu USB soketine bağlayın. Windows XP işletim sisteminde "Bilgisayarım" ikonuna sağ tıklayarak "Özellikleri" seçin. Donanım sekmesinden "Aygıt yöneticisi'ne" tıklatın. Port listesini açın. Cypress USB-HID -> COM Device (COMX) ifadesi okuyucu sürücüsünün düzgün bir şekilde yüklendiğini ve okuyucunun çalışır durumda olduğunu göstermektedir. "X" ifadesi okuyucunun bağlı bulunduğu portun numarasıdır ve okuyucunun bağlı olduğu USB soketi değiştiği zaman değişmektedir (Şekil 3.8).



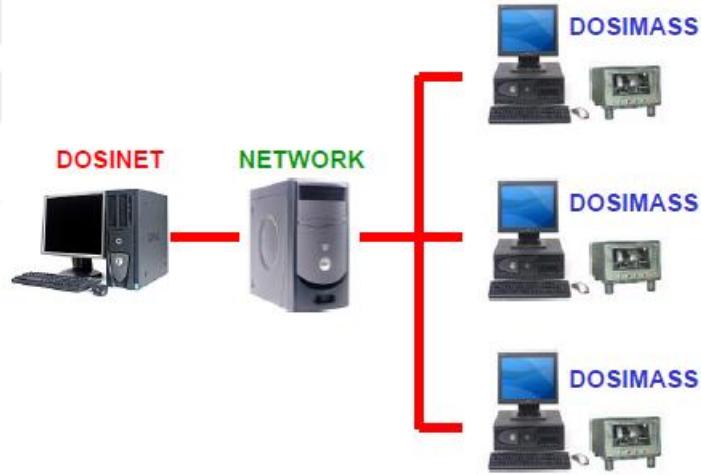
Şekil 3.8. Okuyucunun bilgisayara düzgün yüklenip yüklenmediğinin kontrol edilmesi (LDM 220, 2011)

USB sürücüsü yükleme işlemi başarısız olmuşsa yükleme CD'si içerisinde bulunan "HidComInst.exe" dosyasından sürücüyü tekrar yükleyin. Okuyucuların sağlıklı çalışabilmesi için elektromanyetik alan kaynaklarından uzak tutulması ve metal yüzeylerle arasında en az 5 cm mesafe bulunması tavsiye edilmektedir (LDM 220, 2011).

3.1.3. Dosimass yazılımı

Dosimass programı dozimetrelerin yapılandırma ayarları için tasarlanıp yazılmış bir programdır. Dosimass programı, mevcut dozimetrelerin parametrelerinin saklanması, okunması ve değiştirilmesi; dozimetrelerin aktifleştirilmesi ve bekleme moduna alınması, geçmiş verilerin kontrol edilmesi ve oluşabilecek sorunlar için çözümlerin sağlanabileceği bir yazılımdır (Dosimass, 2011).

Dosimass yazılımı dosimass ve dosinet olmak üzere iki bileşenden meydana gelmektedir. Dosinet programı dosimass programı için bir iletişim arayüzüdür. Dosinet programı TCP/IP kullanır ve dosimass gibi diğer Mirion firmasının programlarını dosimass gibi yerel ağda birbirine bağlar (Şekil 3.9) Dosinet programı dosimass yüklenirken otomatik olarak yüklenir (MGP, 2006).



Şekil 3.9 Dosimass yazılımlarının dosinet üzerinden ağa bağlanması (MGP, 2006)

Dosimass programının bilgisayara sorunsuz bir şekilde yüklenmesi için dozimetre okuyucunun bilgisayara bağlı olması gerekmektedir. Programın yüklenebileceği minimum bilgisayar donanım gereksinimleri üretici firma tarafından şu şekilde verilmektedir;

INTEL Pentium 233MHz işlemci

4 Gb harddisk

128 Mb RAM

98/ME, NT, 2000, XP, Vista or Windows 7 işletim sistemleri için en az bir adet USB soketi

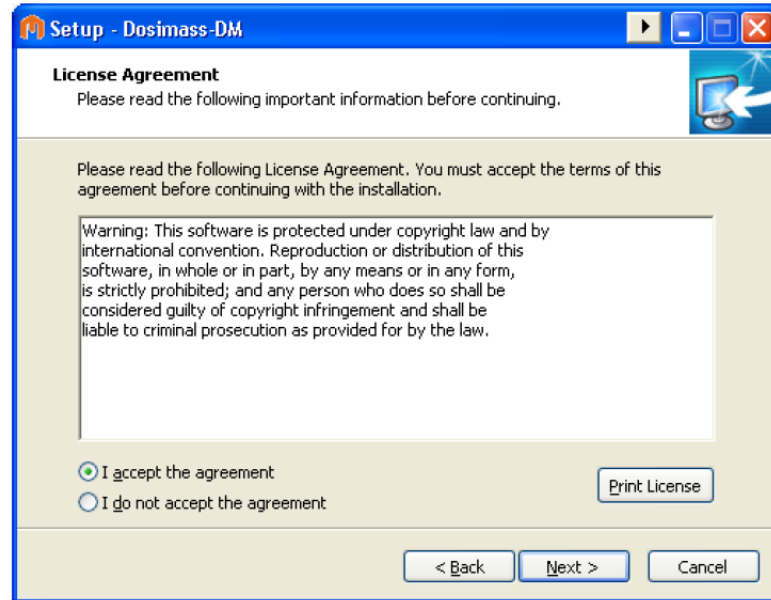
800 x 600 ekrana çözünürlüğü

TCP/IP protokolü

CD sürücüsü

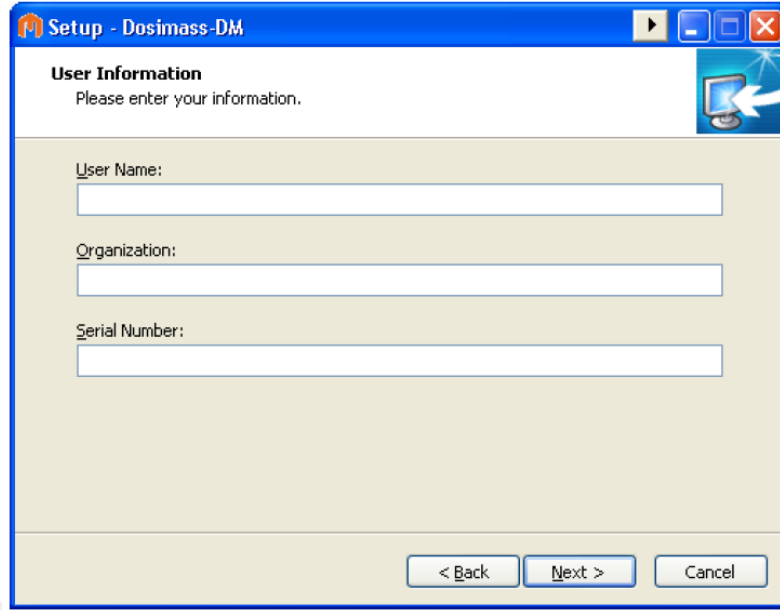
Yazıcı

Dosimass programının yüklenmesi için aşağıdaki adımlar takip edilmelidir. Yükleme CD'si içerisindeki "Setup DosiMass-DM" isimli dosya tıklanarak yükleme işlemine başlanır. Dil seçimi yapıldıktan sonra lisans sözleşmesi onaylanarak devam edilir (Şekil 3.10).



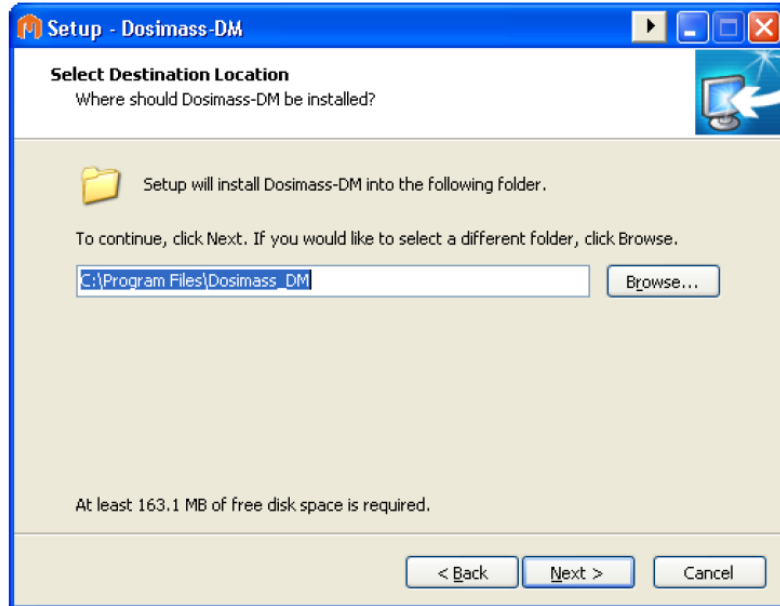
Şekil 3.10 Dosimass yazılımının bilgisayara yüklenmesi

Mirion firması tarafından verilen kullanıcı adı ve seri numarası, büyük küçük harf uyumu dikkate alınarak Şekil 3.11'deki ekrana girilir. Verilen şifrenin yanlış veya eksik girilmesi programın "demo" sürümü olarak yüklenmesine ve bütün fonksiyonlarının kullanılamamasına yol açmaktadır.



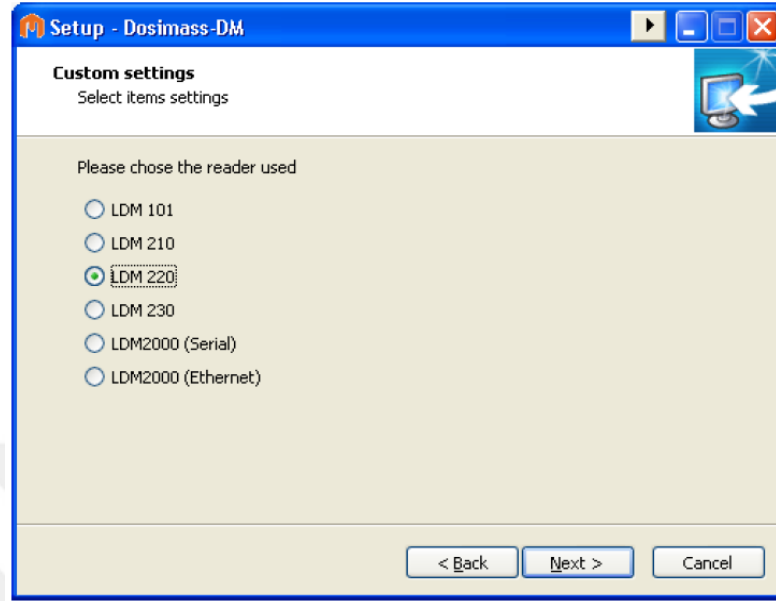
Şekil 3.11 Kullanıcı adı ve şifre ekranı

Şekil 3.12’de programın yükleneceği hard disk alanı ve hangi klasör içerisine yükleneceği isteğe bağlı olarak belirlenerek işleme devam edilir. Şekil 3.12’deki ekran görüntüsü otomatik belirlenen klasördür.



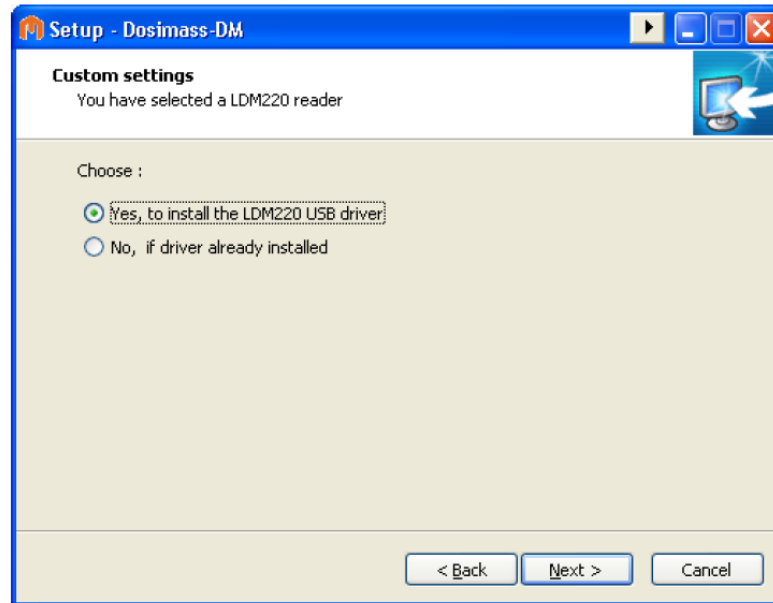
Şekil 3.12 Yükleme işlemi için klasör seçimi ekranı

Bir sonraki adımda, LDM 220 dozimetre okuyucu seçilerek yükleme işlemine devam edilir (Şekil 3.13).



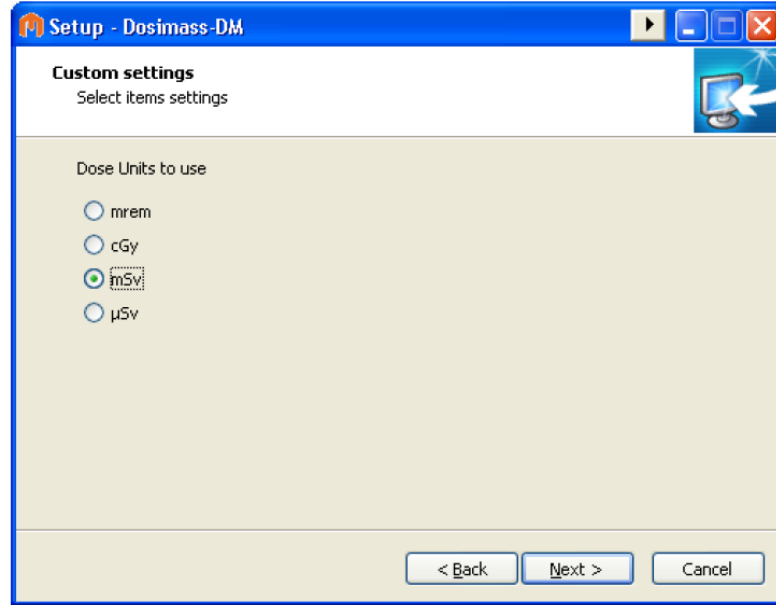
Şekil 3.13 LDM 220 okuyucunun seçimi

Okuyucu seçiminden sonra Şekil 3.14'teki ekran görüntüsünde, okuyucunun sürücüsünün yüklenmesi için birinci seçenek işaretlenerek devam edilir.



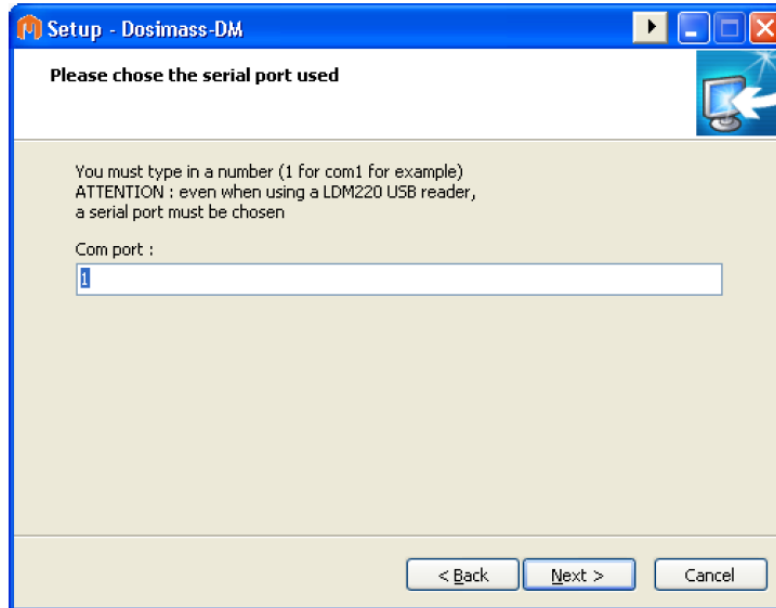
Şekil 3.14 Okuyucu sürücüsünün yüklenmesi

Daha sonra, dosimass programında hangi birim sisteminin kullanılacağı seçilir (Şekil 3.15).



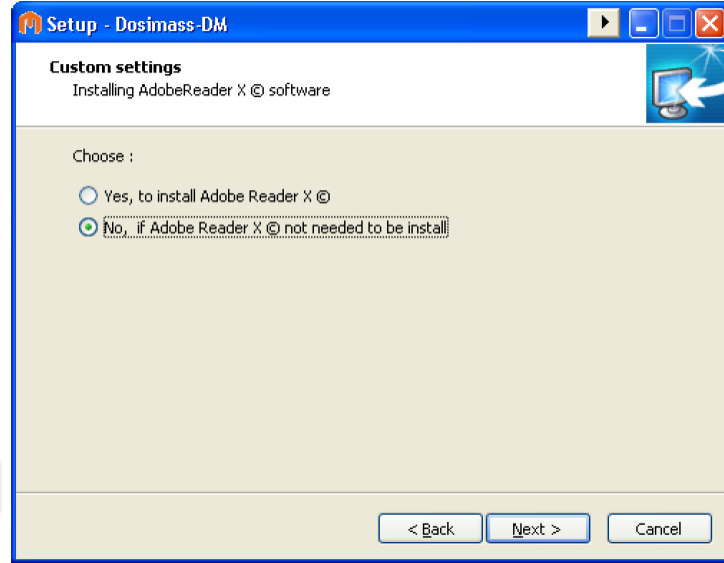
Şekil 3.15 Kullanılacak birim sisteminin seçilmesi

Okuyucunun bağlı olduğu USB port numarası biliniyorsa Şekil 3.16'daki port numarası alanına yazılır. Port numarası bilinmiyorsa veya okuyucun bağlı olduğu port her kullanım sonrası değişiyor ise dosimass programının yüklenmesinden sonra, okuyucunun bağlı olduğu port numarası yazılabilir.



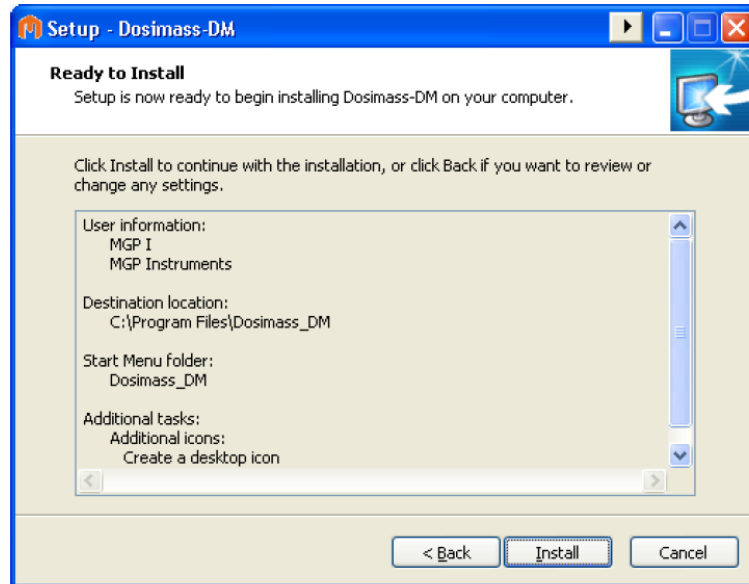
Şekil 3.16 Okuyucu için port numarasının atanması

Şekil 3.17’deki ekran görüntüsünde, eğer bilgisayarda PDF okuyucu programı “Adobe Acrobat Reader” bulunmuyorsa yüklenmesi için işaretlenebilir.



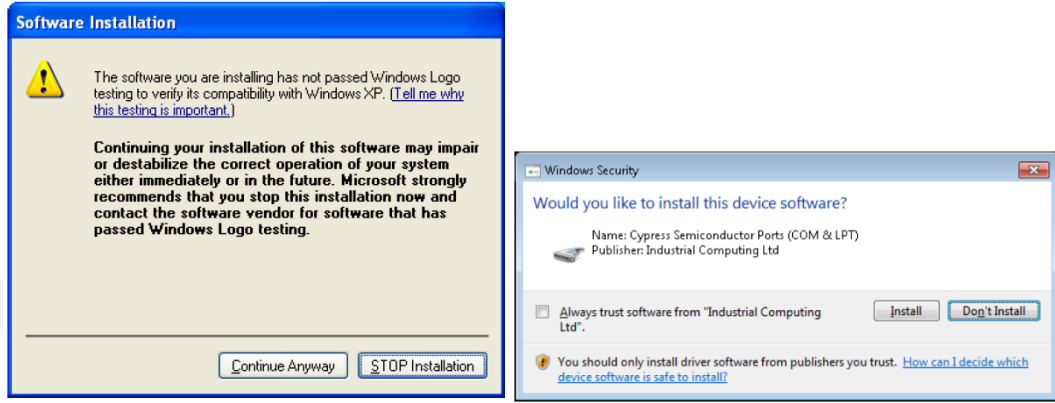
Şekil 3.17 Adobe Acrobat Reader yüklemesi ile ilgili seçimin yapıldığı adım

Bu işlemlerin ardından yüklemenin özeti verilmektedir (Şekil 3.18). Sisteme girilen bilgilerin doğruluğu kontrol edildikten sonra yükleme işlemine devam edilir ve dosimass programının kurulumu gerçekleştirilir.



Şekil 3.18 Program kurulum özeti

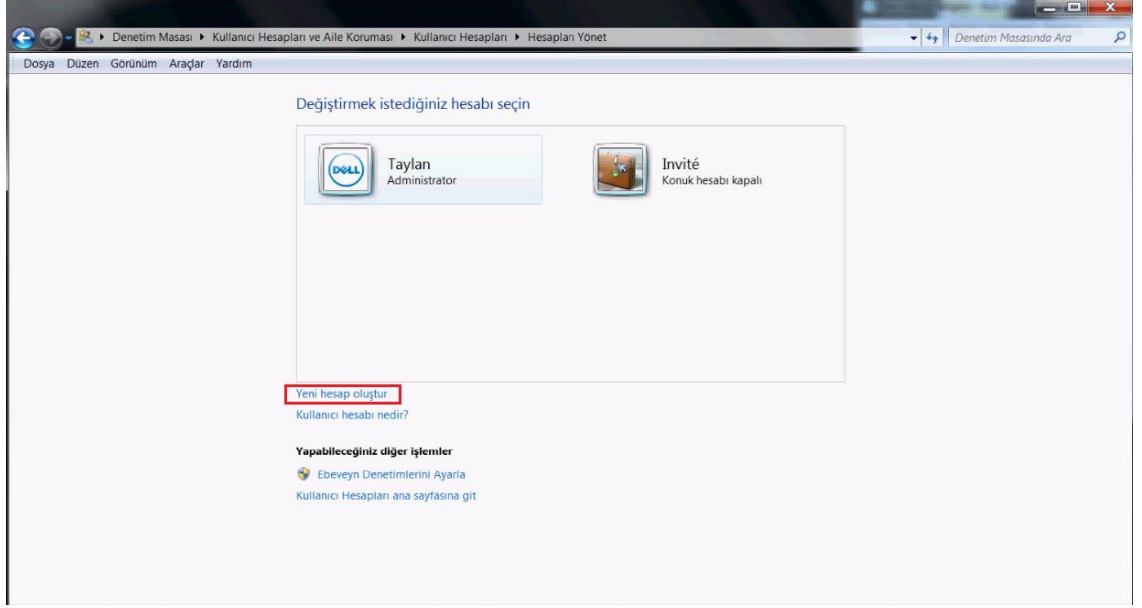
Dosimass programının kurulumunun hemen ardından otomatik olarak LDM 220 sürücünün (Şekil 3.19) ve eğer seçtiyseniz “adobe acrobat reader” kurulumu başlamaktadır. Şekil 3.19’da okuyucu kurulumu için arka arkaya gelen iki ekran görüntüsü birlikte gösterilmektedir. “continue anyway” ve “install” seçenekleri tıklanarak yükleme işlemi tamamlanır. Programın detaylı tanıtımı Ek-C’de verilmiştir.



Şekil 3.19 Okuyucu yükleme ekranları

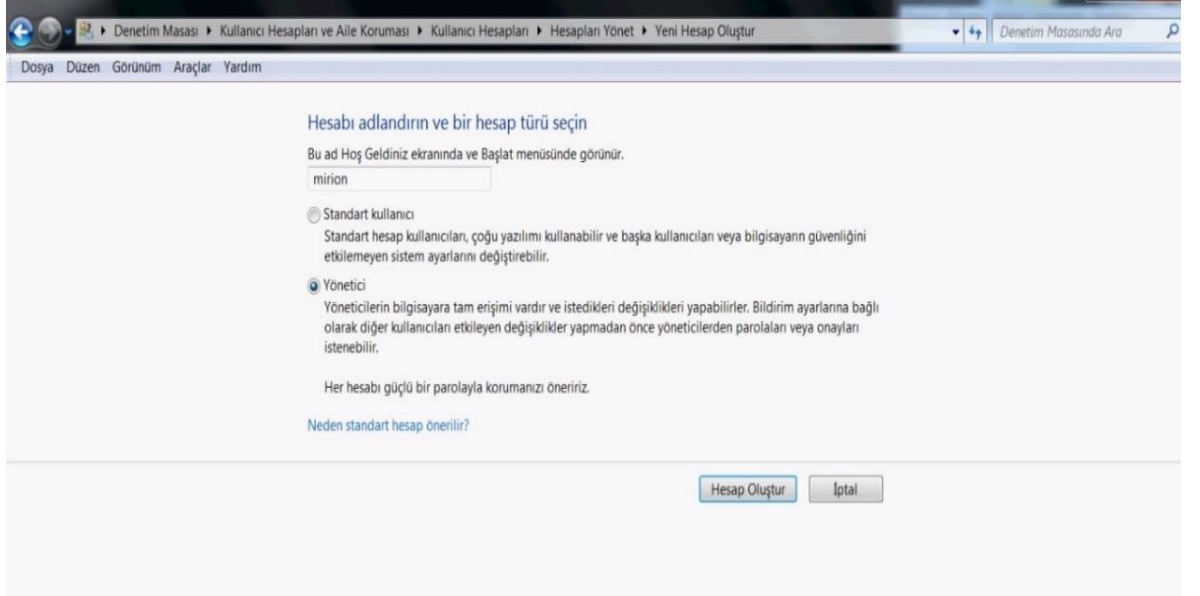
3.1.4. Microsoft SQL server ve dosicare kurulumu

Dosicare yazılımı, dozimetre kullanıcılarının doz ve doz hızı değerlerinin depolandığı bir veritabanı yazılımıdır. Microsoft SQL server uygulamasıyla beraber çalışmaktadır. Dosicare programının kurulumundan önce SQL server 2005 uygulamasının kurulması gerekmektedir. SQL server programının kurulumu ve bilgisayarda yapılacak olan işlemler adım adım aşağıda anlatılmaktadır. Mirion firması dosicare programının iyi verimle çalışabilmesi için Windows XP işletim sistemi üzerine kurulmasını tavsiye etmektedir. İlk adım olarak bilgisayarda denetim masasından kullanıcı hesaplarına girilerek Şekil 3.20 ’de gösterildiği gibi yeni bir hesap oluşturulmalıdır.



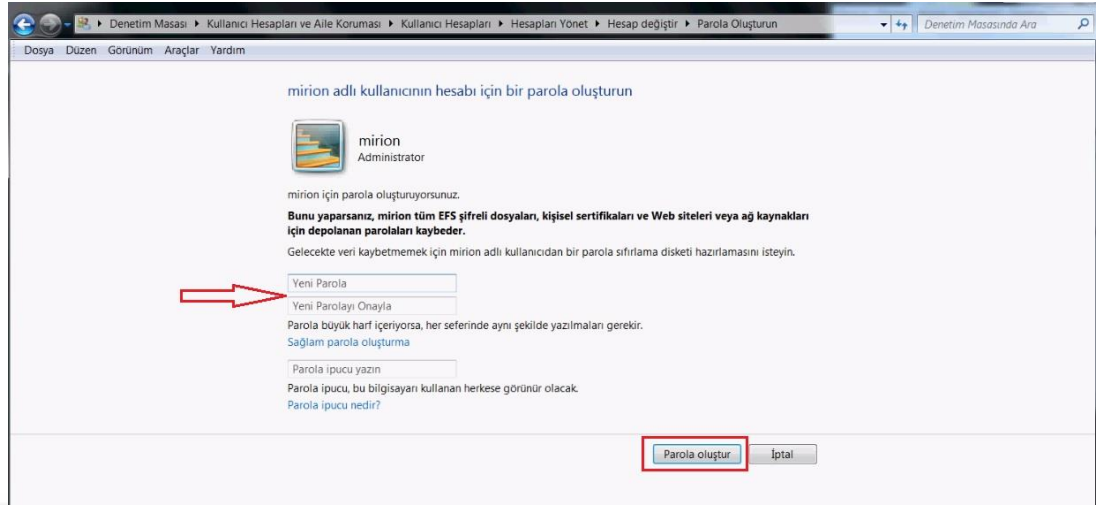
Şekil 3.20. Yeni kullanıcı oluşturma ekranı

Kullanıcı adı belirlenip yönetici seçeneği işaretlenerek yeni hesap oluşturma işlemi tamamlanır (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. Oluşturulacak kullanıcı hesabının yönetici olarak yetkilendirilmesi

Oluşturulan yeni hesap için Şekil 3.22’te gösterildiği gibi bir parola belirlenmelidir.



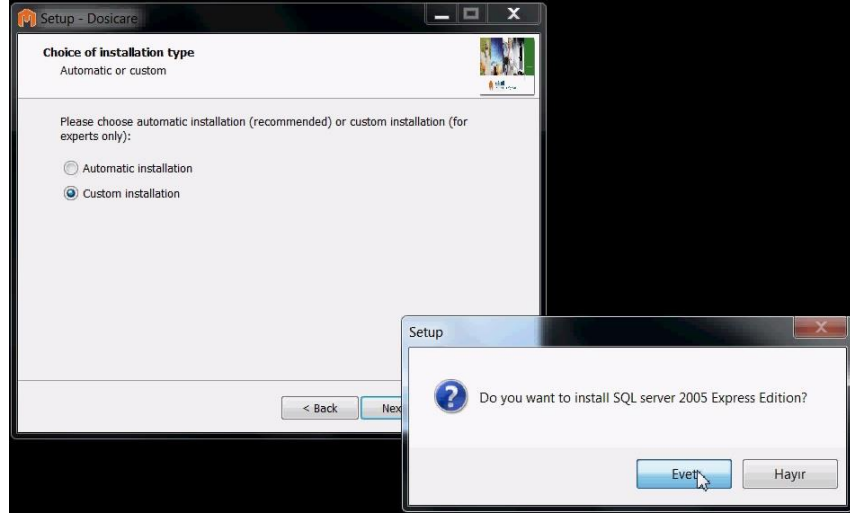
Şekil 3.22. Kullanıcı hesabının şifrelenmesi

Dosicare kurulum diskinin içerisinde yer alan ve Şekil 3.23’de mavi şeritle imlenen kurulum dosyası çalıştırılarak, dosicare programının kurulumu başlatılır.

Drivers	Dosya klasörü	
InnoSetupFiles	Dosya klasörü	
Manuels	Dosya klasörü	
TestLDM330	Dosya klasörü	
autorun	Kur Bilgileri	1 KB
Dosicare Update to 3.1.6	Adobe Acrobat D...	507 KB
Important	HTM Dosyası	9 KB
Setup	Bit eşlem resmi	50 KB
Setup	Uygulama	89.544 KB

Şekil 3.23. Dosicare kurulumu için setup.exe uygulamasının seçimi

“Custom Installation” seçilerek kurulumu devam edilir. Bir sonraki adımda “Windows installer” ve “framework 2.0” yazılımlarının yüklenmesi istenir. Eğer bu yazılımlar bilgisayarda mevcut değilse buradan gerekli seçimler yapılarak yükleme yapılabilir. Şekil 3.24’te bu kurulum basamakları atlanarak doğrudan SQL server 2005 yazılımı kurulumuna geçilmiştir.



Şekil 3.24. SQL server kurulumu başlangıç ekranı görüntüsü

Şekil 3.25 ‘da gösterilen kurulum ekranında “1” olarak işaretlenmiş hesap bölümüne bilgisayarın adını ve sonrasında oluşturulan kullanıcı hesabının adı yazılır. “2” numaralı bölümde şifre olarak kullanıcı hesabınızın şifresi kullanılmalı ve “3” ile işaretli son bölümde büyük harflerle “REPLIQ” ifadesi yazılarak kurulumla devam edilmelidir.



Şekil 3.25. SQL server kurulum ekranında gerekli bilgilerin girilmesi

Aşağıda gösterilen; sıradaki kurulum ekranında kırmızı alan içerisindeki bölüme, Şekil 3.26 ‘de gösterildiği gibi “mgp#666” ifadesi yazılarak SQL server kurulumu bitirilir. Kurulumun bitmesinin ardından dosicare programının kurulumuna otomatik olarak devam edilir.



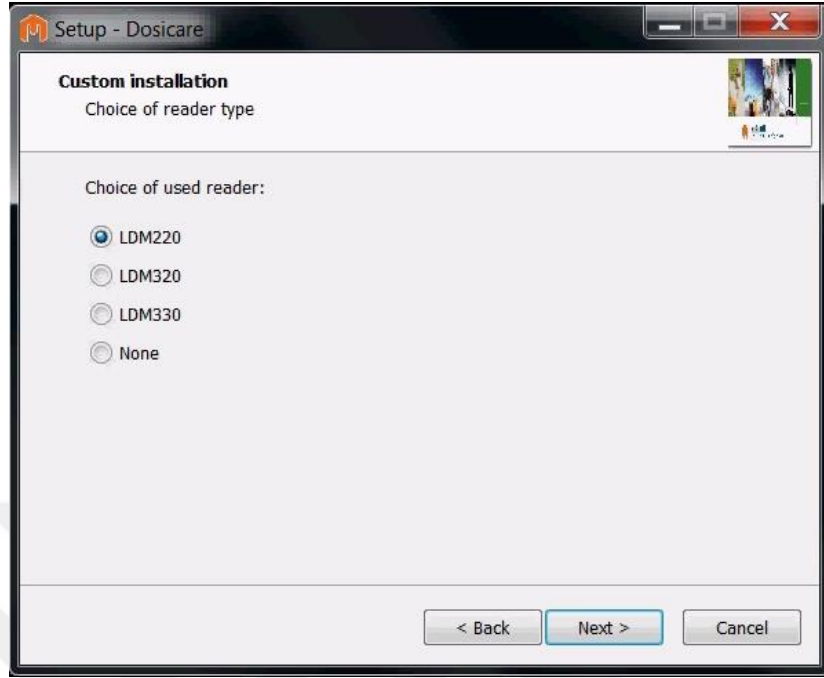
Şekil 3.26. SQL server kurulumunun tamamlanması

Şekil 3.27 ‘de SQL server kurulumunun ardından gelen dosicare kurulumuna, bilgisayarınızda mevcut bulunan işletim sistemi seçimi yapılarak devam edilir.



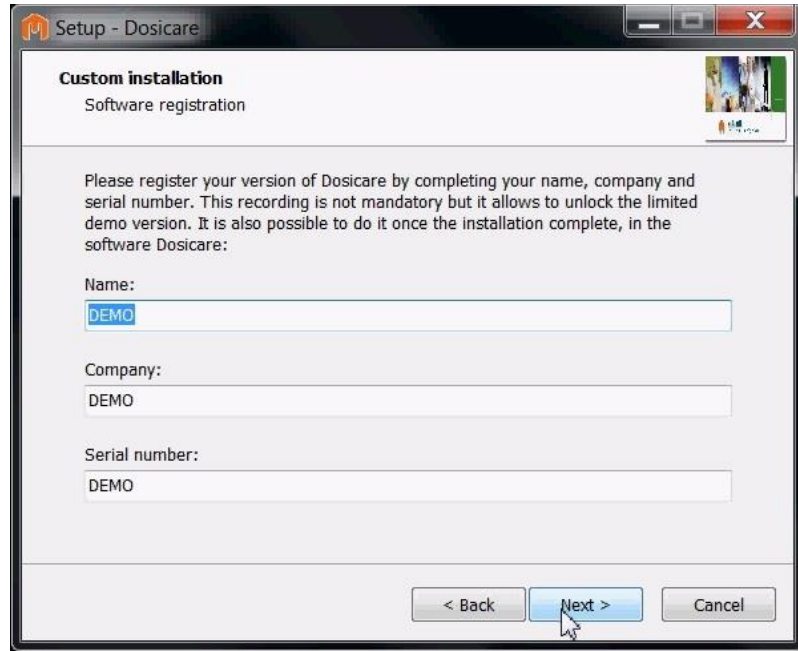
Şekil 3.27. Dosicare kurulumu için mevcut işletim sisteminin seçilmesi

Bir sonraki adımda okuyucu tipi olarak “LDM220” seçilmelidir (Şekil 3.28).



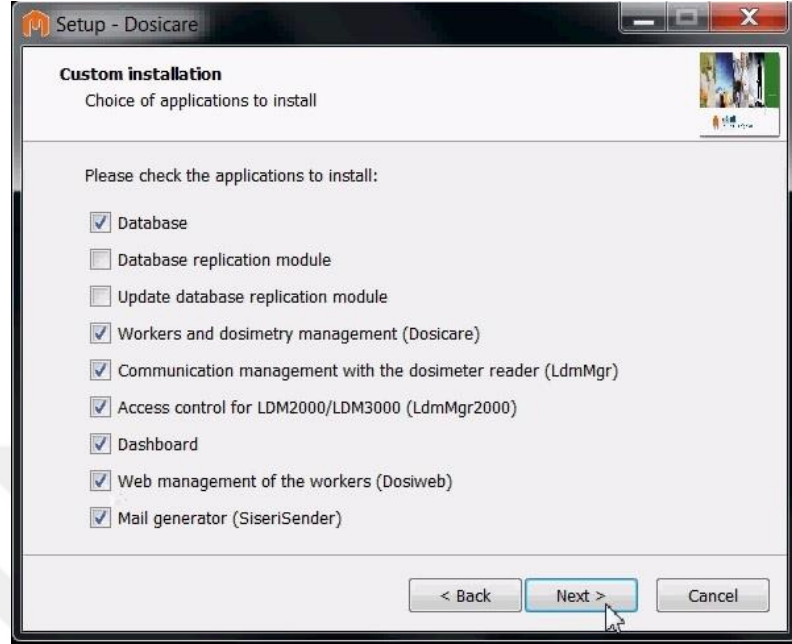
Şekil 3.28. Dosicare yazılımı için okuyucu modelinin belirlenmesi

Şekil 3.29 ‘da gösterildiği gibi program demo sürümü olarak yüklenmelidir. Program yüklendikten sonra, gerekli bilgiler girilerek lisanslı hale getirilecektir.



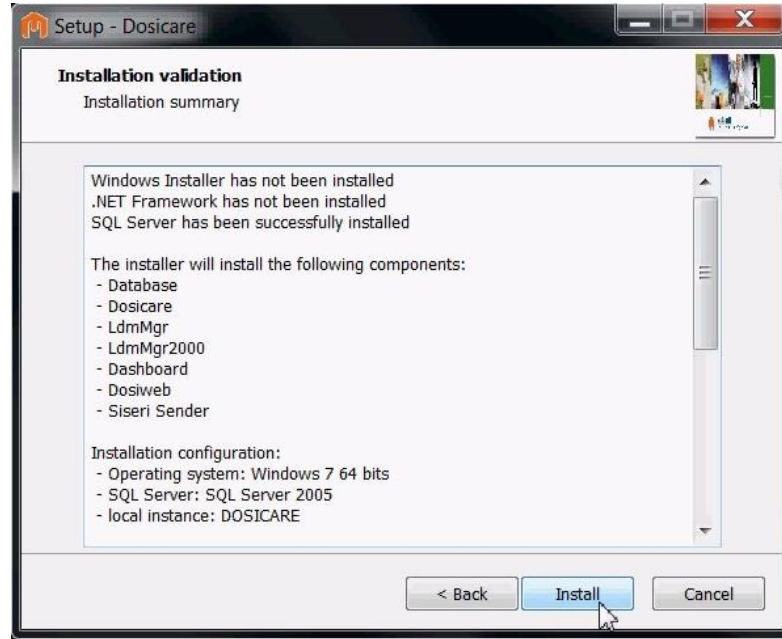
Şekil 3.29. Dosicare yazılımının demo sürümü olarak yüklenmesi

Kurulum tamamlanmadan önceki basamakta, programın hangi bileşenlerinin kurulumuna dahil edilip edilmeyeceği belirlenmelidir (Şekil 3.30).



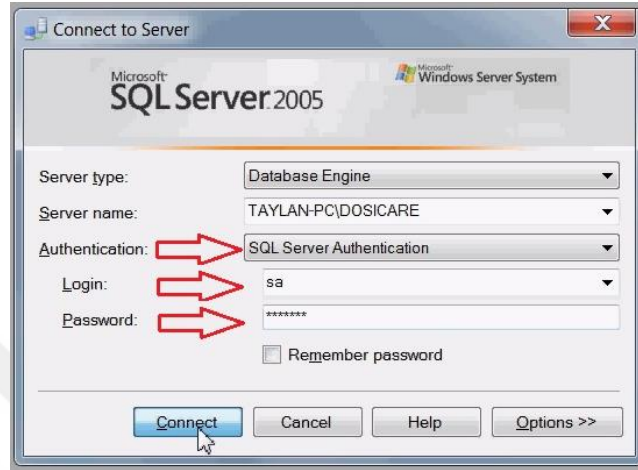
Şekil 3.30. Yüklenmesini istediğimiz dosicare yazılım bileşenlerinin seçimi

Aşağıdaki ekranda verilen bilgiler kontrol edilerek kurulum sonlandırılır (Şekil 3.31).



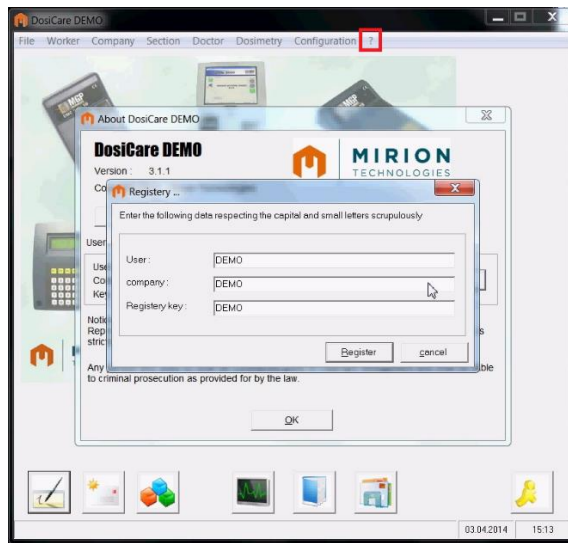
Şekil 3.31. Dosicare kurulum sonlandırma ekranı

Kurulumun başarıyla tamamlanmasının ardından “Microsoft SQL Server Management Studio Express” programı çalıştırılır. Şekil 3.32’de birinci kırmızı okla gösterilen bölüm “SQL server Authentication” seçilmeli, ikinci okla gösterilen oturum açma isminin yazılacağı bölüme “sa” yazılmalıdır. Üçüncü bölümde ise şifre olarak “mgp#666” ifadesi yazılıp SQL server’a bağlanılmalıdır.



Şekil 3.32 SQL server ve dosicare yazılımlarının birbirine bağlanması

SQL server ve dosicare programları başarıyla kurulmuştur. Demo sürümü olarak kurulan dosicare programının lisanslı hale getirilmesi için program çalıştırılarak Şekil 3.33’te gösterilen “?” sekmesi tıklanır ve gerekli bilgiler girilerek kayıt olunur. Programın tanıtımı EK D’de yapılmaktadır.



Şekil 3.33. DosiCare yazılımının lisanslı hale getirilmesi

3.2. Dozimetrelerin Işınlanması

Dozimetreler, tür testi ve rutin kalibrasyon olmak üzere iki şekilde test edilebilir (Oberhofer, 1991). Tür testi, dozimetrelerin radyasyon tipine, enerjisine ve ışınlama açısına bağlı olarak tepki değişimlerini belirlemek için yapılır. Rutin kalibrasyon ise dozimetre ölçümlerinin, özel ışınlama koşullarında tek bir kaynak kullanılarak normalizasyon için yapılır. Bu çalışmada yer alan test işlemi rutin kalibrasyon işlemi içerisinde yer almaktadır.

TARLA'da kullanılacak olan kişisel elektronik dozimetreler Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Kalibrasyon Laboratuvarında ışınlanarak test edilmiştir. Kalibrasyon laboratuvarı, uluslararası standartlara uygun ikinci dereceden doğrulukla kalibrasyon (SSDL:secondary standard dosimetry laboratory) işlemlerinin yapılabildiği bir laboratuvardır (Duruer vd. 2010). Işınlama işlemi için ISO ve IEC standartlarında tavsiye edilen ^{137}Cs kaynağı (8,58 Ci aktiviteli ve 622 keV enerjili bir gama kaynağıdır) kullanılmıştır (ISO, 1996) (IEC, 2010). Elektronik dozimetrelerimiz Hp(10) için 50 keV – 6 MeV enerji aralığındaki dozları okuyabilecek şekilde imal edilmiştir (DMC 2000S, 2011). ^{137}Cs kaynağı, bu dozimetreleri test etmek için uygun enerjiye sahip bir kaynaktır. Kalibrasyon laboratuvarında; ^{137}Cs kaynağı, alan monitörü, ışıklı uyarı sistemi, ışınlama mesafesini ayarlamak için 4 metrelik ray sistemi, kaynaktan çıkan radyasyon demetini hedefe odaklamaya yarayan lazer işaretleme sistemi ve havalandırma için kullanılan klimalar yer almaktadır. Laboratuvarda Thermo Scientific firmasının FHZ 612-10 model gama doz hızı detektörü alan monitörü olarak kullanılmaktadır. Bu detektör Hp(10) için 60 keV – 1,3 MeV enerji aralığında ve 0,5 $\mu\text{Sv/h}$ – 10Sv/h doz aralığında çevresel doz eşdeğeri ölçümü yapabilmektedir (Thermo Scientific, 2016).

Kapı eşiğine yerleştirilen interlock (kilitleme) sistemiyle kapı açıkken ışınlama yapılması engellenmektedir. ^{137}Cs kaynağı, çelik kaplı kurşun silindirle zırhlanmış bir cihaz içerisine yerleştirilmiştir (Şekil 3.34). Kaynak silindirin içindeki paslanmaz çelik boruda yukarı ve aşağı hareket edebilmektedir. Silindirin ortasında kaynağın dışarıya ışınlama yapabilmesi için bir pencere bulunmaktadır. Pencerenin hemen altında, oluşabilecek herhangi bir sorunda bu pencereyi kapatmak amacıyla 3 adet zayıflatıcı filtre bulunmaktadır. Bu filtreler üst üste takıldığında radyasyon seviyesini,

filtre sayısına göre 10,100 ve 1000 kat azaltma özelliğine sahiptir. Silindirin üzerinde ışınlama yapılp yapılmadığını belirten ışıklı uyarı sistemi bulunmaktadır. Kırmızı ışık ışınlama işlemi yapıldığını belirtirken yeşil ışık ışınlamanın olmadığını yani kaynağın zırhlama altında olduğunu göstermektedir (şekil 3.34).

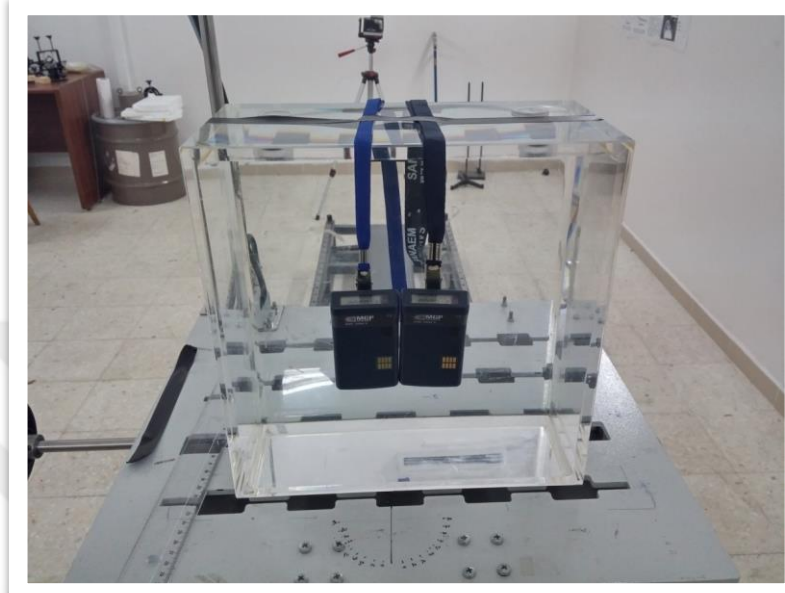


şekil 3.34. ^{137}Cs gama radyasyon kaynağının yer aldığı ışınlama cihazı

Kaynak, odanın dışındaki (kontrol odasındaki) kumanda sistemiyle kontrol edilmektedir. ışınlanacak dozimetreler raylı sistem üzerine, kaynaktan uygun uzaklığa yerleştirilip konumlandırıldıktan sonra, dozimetrelerin ne kadar süre boyunca ışınlanacağı kontrol adasından sisteme girilir. ışınlama işlemi başlatıldığında kaynak, bir kaldıraçla otomatik olarak silindirin ortasına çıkarılır. ışınlama bittiğinde, kaynak ışınlama penceresi altındaki zırhlama bölümüne otomatik olarak geri alınır.

Dozimetreler test edilirken ISO su fantomu kullanılmıştır. ISO su fantomu 30×30×15 cm boyutlarında akrilik bir malzeme olan polimetil – meta – akrilattan (PMMA:polymethylmethacrylate) yapılmış, içi saf su dolu bir küptür (şekil 3.35). n yüzeyinin kalınlığı 2,5 mm diğer tüm yüzeylerin kalınlığı ise 10 mm'dir (ISO, 1999). ISO su fantomu bu özellikleriyle insan vücudunun gövde kısmını temsil etmektedir. Dozimetreler doz ölürken, doğrudan gelen radyasyonun yanında nesnelerden ve kullanıcıların kendi vücutlarından geri saçılan radyasyonu da ölçmektedir. Dozimetreleri doğrudan ışınlamak yerine su fantomu üzerine yerleştirilmesinin sebebi,

insan vücudundan geri saçılan radyasyonun fantomdan geri saçılan radyasyonla canlandırılmasıdır. Böylelikle dozimetrelerin daha gerçekçi bir doz ölçümü yapması sağlanmaktadır. TARLA’da kullanılacak dozimetreler iki aşamada ışınlanarak test edilmişlerdir.

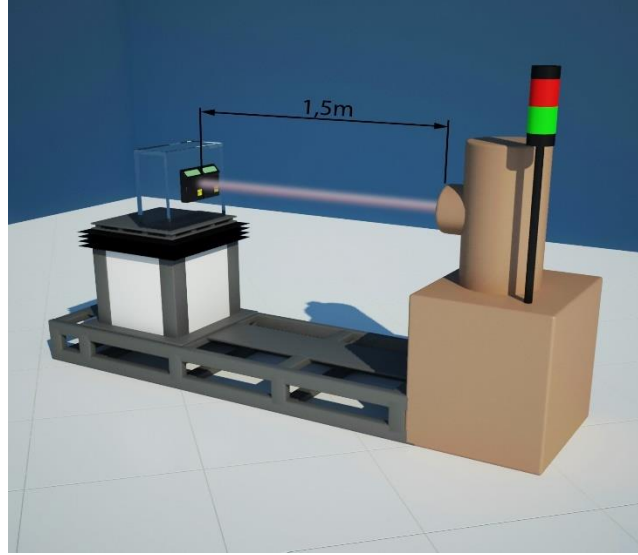


Şekil 3.35. Deneyde kullanılan ISO su fantomu ve ışınlanan bir çift dozimetre

3.2.1 Ön ışınlama aşaması

İşinlama yapılmadan önce dosicare programı kullanılarak dozimetrelerin veri ayarlamaları yapılmıştır. Bu ön hazırlık aşamasında, kullanılacak olan 55 adet dozimetreden 4 tanesinin kullanıma uygun olmadığı görülmüştür. 51 adet dozimetre, ikişerli gruplar halinde su fantomu üzerine yerleştirilerek 500 μSv 'lik radyasyon dozuyla ışınlanıp test edilmiştir (Şekil 3.36).

Bütün dozimetreler ^{137}Cs kaynağı ile ışınlanmıştır. Fantom ve kaynak arası mesafe 1,5 m olarak ayarlanmış ve her bir dozimetre grubu 158 sn boyunca ışınlanmıştır. Bu aşama, dozimetrelerin çalışıp çalışmadığının kontrol edilmesi dışında, verilen doza karşı tepkilerinin belirlenmesi ve istenilen eşik değerleri için alarm sistemlerinin kontrolü amacıyla gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.36. Dozimetrelerin su fantomu üzerinde ışınlanmasına ait deneysel düzeneğin temsili gösterimi

3.2.2 Farklı gama radyasyon dozlarında dozimetrelerin ışınlanma aşaması

DMC 2000S model kişisel elektronik dozimetreler, minimum 1 μSv ve maksimum 10 mSv doz aralığında eşdeğer doz ölçümü yapmaktadır. Yapılan değerlendirmeler ışığında dozimetrelerin ölçebileceği minimum doz seviyesinin 10 katı ve maksimum doz seviyesinin 10'da 1'i dozimetrelerin test edilmesi için en uygun dozlar olarak belirlenmiştir. 14 adet elektronik dozimetre, ^{137}Cs kaynağı kullanılarak 1000 μSv ve daha sonra 10 μSv gama radyasyonu ile ışınlanmıştır. Farklı dozlar için yapılan deneylerde kaynak ve dozimetreler arası mesafe sabit tutulmuş (1,5 m) sadece kaynağın ışınlama zamanı değiştirilerek (10 μSv için 2 sn ve 1000 μSv için 317 sn) farklı dozlar elde edilmiştir. Dozimetreler su fantomu üzerinde, Şekil 3.36'deki gibi ikiye ayrılmış gruplar halinde ışınlanmıştır. Sonuçlar bulgular bölümünde detaylı olarak tartışılmaktadır.

3.2.3. Dozimetrelerin Diş Hekimliği Fakültesinde test edilmesi

Diş hekimliği fakülteleri; röntgen ve tomografi cihazları bulunması sebebiyle, dozimetre taşınmasının zorunlu olduğu, denetimli alanlar sınıfında yer almaktadır. Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Bölümünde; panoramik radyografi, periapikal radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi

cihazları X-ışınları üretmektedir (Tozun vd., 2013). Bu birimde çalışan personelin aldıkları radyasyon dozları, TAEK tarafından TLD dozimetrelerle izlenmektedir. TARLA'da kullanılacak olan dokuz adet elektronik dozimetre, Radyoloji Bölümü personeline dağıtılmış ve TLD dozimetrelerle birlikte iki ay boyunca kullanmaları istenmiştir. Alınan ölçümlere ait sonuçlar Kesim 4.2'de karşılaştırmalı olarak tartışılmaktadır.

3.2.4. Standart sapma ve yüzde hata

Dozimetrelerin ışınlanma sonuçları değerlendirilirken standart sapma (ΔH) ve yüzde bağıl hatadan ($\% I$) yararlanılır. Standart sapma formülü:

$$\Delta H = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (H_i - \bar{H})^2}{n(n-1)}} \quad (3.1)$$

Burada H_i ; n tane ölçüm sonucunun toplamı, n ölçüm sayısı ve $\bar{H}$ ölçümlerin aritmetik ortalamasıdır ve aşağıdaki formülle hesaplanır:

$$\bar{H} = \frac{\sum_{i=1}^n H_i}{n} \quad (3.2)$$

Yüzde hata, $\% I$ ise

$$\% I = \frac{(H_0 - H_g)}{H_g} \times 100 \quad (3.3)$$

bağıntısıyla verilmektedir. Burada H_0 , ölçülen değer ve H_g gerçek değeri gösterir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

4.1. Dozimetre Işınlama Test Sonuçları

Tez çalışması kapsamında ışınlanarak test edilen dozimetrelere ait sonuç ve hesaplamalar bu bölümde yer almaktadır. Işınlama işlemi için kullanılan yöntem Kesim 3.2’de detaylı anlatılmıştır. 51 adet elektronik dozimetrenin ^{137}Cs kaynağı kullanılarak, 500 μSv gama radyasyonu ile ışınlama sonuçları Çizelge 4.1’de verilmiştir. Dozimetre ID, üretici firma tarafından dozimetrelere atanan seri numarasıdır. IEC, ^{137}Cs kaynağı ile ışınlanan dozimetrelerde yüzde hatanın ($\%I$ ’nın), $\% (20+x)$ değerini aşmaması yönünde tavsiyelerde bulunmuştur (IEC, 2010). Burada x ; ışınlanan gerçek doz değerindeki belirsizliktir ve $\%10$ değerini aşmamalıdır. Çalışmamızdaki $\% I$ değerleri Denklem (3.3) kullanılarak hesaplanmıştır (Çizelge 4.1).

500 μSv ile ışınlama sonucunda dozimetreler için ölçülmüş en düşük doz değeri 537 μSv , en yüksek doz değeri 571 μSv olarak tespit edilmiştir. 51 ölçümün aritmetik ortalaması 554 μSv olup, standart sapma ± 8 düzeyindedir. Hiçbir dozimetre ışınlama dozuyla aynı değeri ölçmemiştir. Bunun sebebi fantomdan, duvarlardan ve laboratuvar içerisindeki nesnelerden yansıyan radyasyonun, dozimetre tarafından tekrar okunmasıdır. Bu durum test işlemi için bir engel teşkil etmemektedir. Dozimetrelere ait yüzde hata değerlerinin $\% 7$ ile $\% 14$ arasında değiştiği bulunmuştur. DMC 2000S dozimetrelerimize ait tüm hata değerleri, elektronik dozimetreler için limit kabul edilen $\% (30)$ değerinden daha küçüktür. Böylelikle bu ışınlama seviyesi için, kişisel doz eşdeğeri ölçümlerinde kullanacağımız dozimetrelerimizin tümünün kabul edilebilir hata sınırları içerisinde kaldığı gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Dozimetrelerin 500 μSv dozla ışınlama sonucunda elde edilen kişisel doz eşdeğerleri ($H_p(10)$) ve yüzde hata değerleri (%I)

Sıra No	Dozimetre ID	$H_p(10)$ (μSv)	% I	Sıra No	Dozimetre ID	$H_p(10)$ (μSv)	% I
1	871424	556	% 11	27	876768	561	% 12
2	860608	547	% 9	28	860763	560	% 12
3	871468	554	% 11	29	871624	552	% 10
4	876018	560	% 12	30	870285	541	% 8
5	871471	556	% 11	31	859999	571	% 14
6	870681	556	% 11	32	859487	549	% 10
7	861118	562	% 12	33	871632	543	% 9
8	871477	561	% 12	34	876929	537	% 7
9	870531	565	% 13	35	861146	555	% 11
10	871428	558	%11	36	875998	545	% 9
11	874060	557	% 11	37	859914	546	% 9
12	860185	557	% 11	38	876947	551	% 10
13	871417	551	% 10	39	860010	564	% 13
14	860904	562	% 12	40	870196	558	% 11
15	874211	550	% 10	41	876790	545	% 9
16	876894	567	% 13	42	860481	558	% 11
17	860899	560	% 12	43	876778	556	% 11
18	861095	568	% 14	44	871442	543	% 8
19	876904	557	% 11	45	871640	554	% 11
20	876871	554	% 11	46	860666	555	% 11
21	870278	553	% 11	47	871462	553	% 11
22	875188	540	% 8	48	871419	549	% 10
23	860690	551	% 10	49	871644	546	% 9
24	861143	544	% 9	50	871521	558	% 11
25	871514	551	% 10	51	871493	557	% 11
26	876913	566	% 13				

Test işleminin ikinci aşamasında (DMC 2000S model dozimetrelerin 500 μSv dozdan daha düşük ve daha yüksek dozlardaki davranışını inceleyebilmek amacıyla) 14 adet dozimetre ^{137}Cs kaynağı kullanılarak, 10 μSv ve 1000 μSv dozlarda ışınlanmışlardır. Işınlama işlemi için yine Kesim 3.2’de anlatılan yöntem kullanılmıştır. Seçilen 14 elektronik dozimetre için 10 μSv , 500 μSv ve 1000 μSv dozlarda gerçekleştirilen testlerden elde edilen sonuçlar toplu halde Çizelge 4.2’de yer almaktadır. En yüksek yüzde hata değeri (% 20), en düşük ışınlama dozunda (10 μSv) gözlemlenmiştir. 10 μSv ’lik doz, radyasyon alanlarında çalışan personel değerlendirildiğinde, çok düşük bir doz değeri olduğundan % 20’lik hata ihmal edilebilir bir değere karşılık gelmektedir. (Çizelge 4.2 incelendiğinde, aslında 10 μSv dozda yapılan ölçümler için, dozimetrelerin sadece %7 sinin %20’lik hata ile ölçüm yaptığı, %57’sinin %10 hata

ile ölçüm yaptığı ve %36'sının ise hatasız ölçüm yaptığı söylenebilir). Diğer taraftan fantom ve ışınlama odasındaki nesnelerden kaynaklanan yansımaların 10 μSv 'lik doz değerinde, dozimetreler üzerinde daha az etkili olduğu düşünülebilir. Ancak elektronik dozimetrelerimizin hassaslığının 1 μSv mertebesinde olduğu da göz önünde bulundurulursa, aletsel hatanın diğer hatalarla karışması muhtemeldir. Çizelge 4.2 genel olarak değerlendirildiğinde, yüksek dozlara gidildikçe yüzde hatanın azalma eğiliminde olduğu söylenebilir (En düşük yüzde hata değeri % 6 ile 1000 μSv 'lik dozda gözlemlenmiştir). Tüm dozimetreler içerisinde Çizelge 4.2'deki "859999" ID numaralı dozimetre, her doz değeri için en yüksek ölçüm sonuçlarını vermiştir. Bu durumun "859999" ID numaralı dozimetrenin aletsel hatasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Buna rağmen, "859999" ID numaralı dozimetrenin ölçümlerine ait hatalar kabul edilebilir düzeyi aşmamaktadır.

Çizelge 4.2. Elektronik dozimetrelerin 10 μSv , 500 μSv ve 1000 μSv 'lik dozlarda ışınlaması sonucu elde edilen ölçümler ve yüzde hatalar

Sıra No	Dozimetre ID	Birinci Işınlama (10 μSv)		İkinci Işınlama (500 μSv)		Üçüncü Işınlama (1000 μSv)	
		Hp(10) (μSv)	% I	Hp(10) (μSv)	% I	Hp(10) (μSv)	% I
1	859999	12	% 20	571	% 14	1127	% 13
2	876929	11	% 10	537	% 7	1068	% 7
3	875188	11	% 10	540	% 8	1056	% 6
4	860904	10	% 0	562	% 12	1109	% 11
5	860666	11	% 10	555	% 11	1107	% 11
6	870531	10	% 0	565	% 13	1106	% 11
7	860899	11	% 10	560	% 12	1094	% 9
8	871424	11	% 10	556	% 11	1076	% 8
9	860690	10	% 0	551	% 10	1077	% 8
10	871514	11	% 10	551	% 10	1081	% 8
11	871417	10	% 0	551	% 10	1091	% 9
12	871477	10	% 0	561	% 12	1098	% 10
13	874211	11	% 10	550	% 10	1072	% 7
14	859487	11	% 10	549	% 10	1090	% 9

Her ışınlama süreci için dozimetrelerin alarm sistemleri de test edilmiştir. Dozimetrelerin alarm sistemi, belirlenen eşik doz değeri aşıldığında tetiklenmektedir. Bu yüzden dosicare yazılımı içerisinde bulunan "Threshold" bölümü kullanılarak, dozimetrelerin eşik değerleri, ışınlanan doz miktarı olarak değiştirilmiştir. Işınlanan doz miktarı, yansıyan doz miktarıyla birleşince, eşik doz değeri aşılmıştır. Böylece,

bütün dozimetrelerin alarm sistemleri tetiklenmiş ve sorunsuz bir şekilde çalıştıkları gözlemlenmiştir.

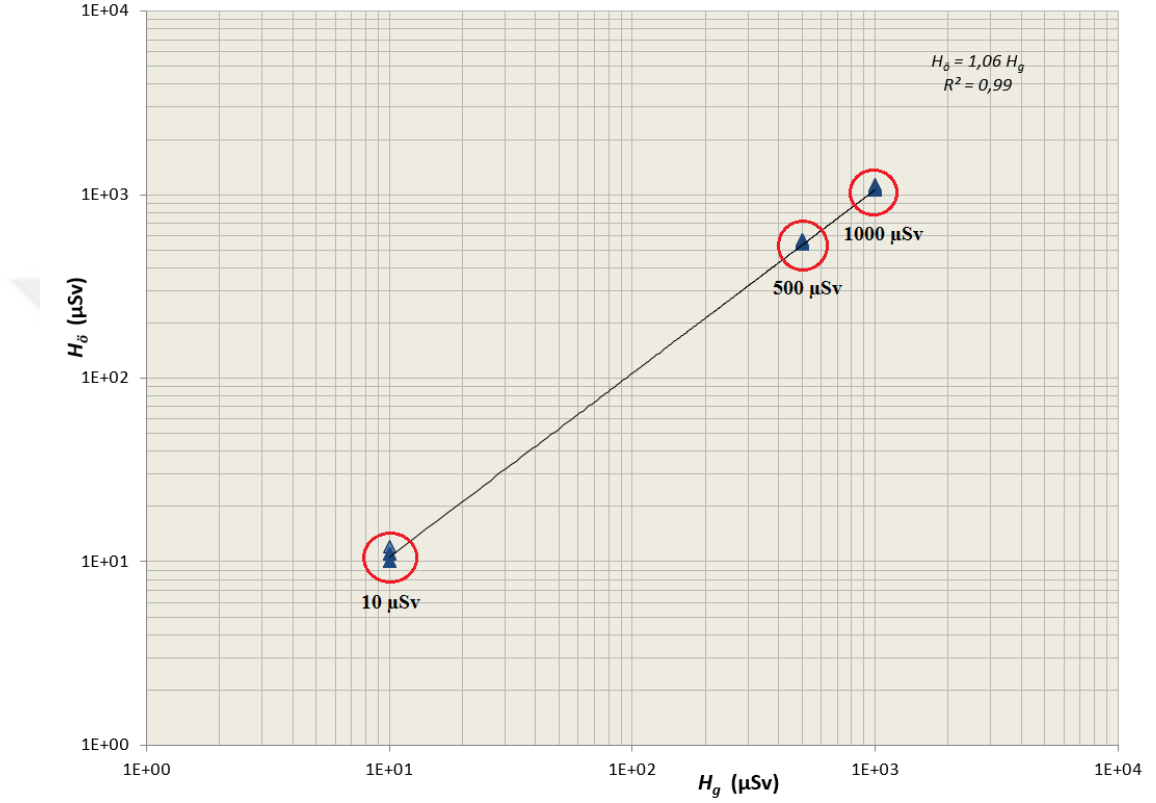
14 adet dozimetrenin üç farklı doz için sergilediği minimum ve maksimum ölçümler, ölçümlerin aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları, yüzde hata değerleriyle birlikte Çizelge 4.3'te toplu olarak verilmiştir. Burada yüzde hata, aritmetik ortalama üzerinden hesaplanmıştır.

Çizelge 4.3. DMC 2000S model dozimetrelerin 10 μ Sv ile 1 mSv arasındaki dozlara karşı genel davranışı

<i>Işınlama Dozu (μSv)</i>	<i>Örnek Sayısı n (adet)</i>	<i>Min. Hp(10) (μSv)</i>	<i>Maks. Hp(10) (μSv)</i>	<i>$\bar{H}$ (μSv)</i>	<i>ΔH (μSv)</i>	<i>% I</i>
10	14	10	12	10,7	0,6	%7,0
500	14	537	571	554,2	9,2	%10,8
1000	14	1056	1127	1089,4	19,1	%8,9

Tüm ışınlama sonuçları dozimetrelerin lineerliği açısından incelenmiştir. Lineerlik grafiği, Çizelge 4.2'de bulunan Hp(10) değerleri kullanılarak Şekil 4.1 ile logaritmik olarak gösterilmiştir. x-ekseni (H_g) ışınlanan gerçek dozu gösterirken, y-ekseni (H_0) dozimetrelerin ölçtüğü dozu göstermektedir. Uygulanan doz büyüklüklerine göre değerlendirildiğinde Şekil 4.12'deki grafik üzerinde 10 μ Sv için elde edilen ölçüm sonuçları dağılım sergilemekte, 500 μ Sv ve 1000 μ Sv için elde edilen ölçümler ise üst üste çakışmaktadır. Şekil 4.1 bu dağılıma ve çakışmaların daha rahat gözlenebilmesi amacıyla her iki eksen de logaritmik olacak şekilde çizilmiştir. Hiçbir doz uygulanmadığında dozimetrelerin herhangi bir okuma yapmadığı varsayılarak bir grafik denklemi oluşturulmuş ($H_0=1,06H_g$) ve bu grafik denklemi incelendiğinde ölçülen değer, gerçek doz değerlerinden biraz daha fazla olduğu görülmüştür. Bunun nedeninin, ışınlama aşamasında fantomdan ve laboratuvaradaki nesnelerden geri saçılan radyasyon olduğu düşünülmektedir. Ayrıca, laboratuvaradaki mevcut gama fon seviyesi de ölçümlerde daha yüksek dozların okunmasında bir etken olabilir. (Şekil 4.1'deki ölçülen değerler için $(x,y)=(0;0)$ noktasından başlamayan ikinci bir fitleme işlemi yapıldığında $H_0=1,08H_g+3,29$ lineer bağıntısı elde edilmektedir. Buradaki 3,29 μ Sv'lik sistemik hata; laboratuvaradaki gama fon seviyesi, dozimetrelere ait aletsel hata ve geri saçılmalardan kaynaklanan fazladan okumanın bir bileşimi olarak

değerlendirilebilir). Bununla birlikte, her iki duruma ait R^2 hata değeri 0,99 olarak bulunmuştur ve 1 değerine çok yakındır. Sonuç olarak, dozimetrelerin 10 μSv - 1000 μSv aralığında lineer tepkiye sahip oldukları rahatlıkla söylenebilir. Dozimetrelerin lineerliği 1 μSv – 10 Sv aralığında (dozimetrelerin rapor edilen ölçüm aralığında) farklı dozlarda ışınlanarak test edilebilir.



Şekil 4.1. 14 adet dozimetrenin lineerlik grafiği

4.2. Dozimetrelerin Gerçek Bir Radyasyon Alanında Test Edilmesi

TAEK radyasyondan korunma yönetmeliğince belirlenen radyasyon alanlarında çalışanların dozimetre taşınması zorunludur. Üniversitelerin dış hekimliği fakültelerinde röntgen ve tomografi çekilen radyoloji üniteleri, çalışanları tarafından dozimetre taşınmasının zorunlu olduğu sınıfta yer almaktadır. Elektronik dozimetrelerin X-ışını radyasyonu için, kişisel doz eşdeğeri ölçüm performansları, Süleyman Demirel Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Radyoloji Bölümünde kullanılan termolüminesans dozimetreler (TLD'ler) referans alınarak incelenmiştir. Bu birimdeki görevli dokuz personele iki ay boyunca DMC 2000S elektronik dozimetreler ile TLD'ler birlikte kullanılarak Çizelge 4.4'te yer alan sonuçlar elde

edilmiştir. Radyoloji bölümündeki radyasyon çalışanlarının maruz kaldıkları dozlar, TAEK tarafından temin edilen TLD'ler ile düzenli olarak takip edilmektedir. Bu bölümdeki görevlilerin iki ay boyunca iş önlükleri üzerinde taşıdıkları TLD'in analizi TAEK'te yapılmakta ve radyasyon çalışanlarının aldıkları dozlar harf kodlarıyla geri bildirilmektedir. TLD'ler için "C" sonuç kodu 100 μSv 'ten daha az doz alındığını belirtmektedir. Çizelge 4.4 incelendiğinde "Kullanıcı 1" haricindeki personelin elektronik dozimetre sonuçları ile TLD sonuçlarının uyumlu olduğu görülmektedir. Bu kullanıcının elektronik dozimetresine ait sonucun 100 μSv 'den daha yüksek çıkmasının sebebi, elektronik dozimetrenin röntgen odasında unutulmasıdır. Sınırlı bir zaman aralığında yapılan bu çalışma, dozimetrelerin X-ışınlarına tepkilerinin araştırılması konusunda bir ön araştırma olarak değerlendirilebilir. Bu ön çalışmayla elektronik dozimetrelerin Radyoloji Bölümünde kullanılabileceği gösterilmiş olmasına rağmen, DMC 2000S'in ölçüm aralığı göz önünde bulundurulduğunda elektronik dozimetrelerin farklı radyasyon alanlarında test edilmesi yerinde olacaktır.

Çizelge 4.4. Radyoloji Bölümü personelinin iki aylık dönemde aldığı dozların TAEK TLD ve DMC 2000S tip dozimetreler kullanılarak ölçülmesiyle elde edilen sonuçlar

Kullanıcı	TAEK TLD ID	Elektronik ID	DMC 2000S Hp(10) (μSv)	TAEK TLD Hp(10) (μSv)
Kullanıcı 1	0080061	860608	117	C
Kullanıcı 2	0075641	871471	29	C
Kullanıcı 3	0063264	871521	64	C
Kullanıcı 4	0075640	871493	37	C
Kullanıcı 5	0063279	861146	34	C
Kullanıcı 6	0018934	871468	46	C
Kullanıcı 7	0063327	875998	33	C
Kullanıcı 8	0080062	870196	38	C
Kullanıcı 9	0069348	861095	36	C

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

TARLA, kurulum aşamasında bulunan serbest elektron lazeri tesisidir ve materyal bilimi, yarı-iletken teknolojileri, biyoteknoloji vb. alanlarda araştırmalar yapmayı amaçlamaktadır. Serbest elektronlardan, elektron demeti üretilme sürecinde ve deney amacıyla demetin istenilen hedefe çarptırılması sonucunda yüksek miktarda gama ve X-ışını radyasyonunun oluşumu kaçınılmazdır. TARLA elektron lazerinin oluşturacağı bu radyasyon miktarı nedeniyle, TAEK yönetmelikleri gereği, A koşulu radyasyon alanı kategorisinde yer almaktadır. Bu tür tesislerde, radyasyonun etkilerini minimuma indirmek amacıyla; görevli personel, araştırmacılar ve diğer kullanıcıların, kişisel dozimetre taşıma zorunluluğu bulunmaktadır. TARLA kullanıcılarının aldıkları yıllık kişisel doz eşdeğerinin ($H_p(10)$) izlenmesi için, pasif dozimetreler (RADKOR firmasının OSL dozimetreleri) ve aktif dozimetreler (Mirion firmasının DMC 2000S tipi elektronik dozimetreleri) kullanılması planlanmaktadır. Bu tez çalışmasında DMC 2000S model elektronik dozimetrelerin yer aldığı dozimetri sistemi, donanımsal ve yazılımsal olarak detaylı bir biçimde tanıtılmış ve dozimetreler rutin kalibrasyon testine tabi tutularak incelenmiştir. Dozimetreler kişisel monitörleme amacıyla kullanılmadan önce, üretici firma tarafından sunulan dozimetre karakteristiğinin doğruluğu, her bir dozimetre için test edilmelidir. Test işlemleri bu alanda yetkili ISO ve IEC standartlarına bağlı olarak yapılmıştır. Elektronik dozimetreler Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Kalibrasyon Laboratuvarında iki aşamalı olarak ışınlanarak test edilmiştir. Birinci aşamada, ^{137}Cs kaynağından $500\text{ }\mu\text{Sv}$ gama radyasyonu verilerek ışınlama gerçekleştirilmiştir. Bu aşamada dozimetrelerin kullanılabilirliği, uygulanan doza tepkisi ve alarm sistemleri incelenmiştir. 55 adet dozimetreden 4 tanesinin kullanılabilir olmadığı saptanmıştır. Diğer dozimetrelerin $537\text{ }\mu\text{Sv}$ ile $571\text{ }\mu\text{Sv}$ arasında dozlar kaydettiği ve $554\pm 8\text{ }\mu\text{Sv}$ 'lik bir ortalamayla ölçüm aldıkları saptanmıştır. Testin daha geçekçi olabilmesi için dozimetreler, özellikleri Kesim 3.2'de açıklanan bir fantom üzerine yerleştirilerek ışınlanmışlardır. Elde edilen ölçüm sonuçları, fantomdan ve laboratuvar ortamındaki diğer nesnelerden yansıyan radyasyon nedeniyle ışınlama dozundan daha fazla gözlemlenmiştir. Buna rağmen tüm dozimetrelerin IEC tarafından belirlenen maksimum hata değerinin altında hatalarla ölçüm yaptığı tespit edilmiştir. Çalışmanın ikinci aşamasında, 14 adet dozimetre ^{137}Cs kaynağı kullanılarak $10\text{ }\mu\text{Sv}$ ve $1000\text{ }\mu\text{Sv}$ 'lik dozlar da ışınlanıp dozimetrelerin lineerliği test edilmiştir. $1000\text{ }\mu\text{Sv}$ ile

ışınlama sonucunda, dozimetrelerin 1056 μSv ile 1127 μSv arasında dozlar kaydettiği ve ortalama doz değerinin $1089 \pm 2 \mu\text{Sv}$ olduğu hesaplanmıştır. 10 μSv ile ışınlama sonucunda dozimetrelerin 10 μSv ile 12 μSv arasında dozlar kaydettiği ve ortalama doz değerinin $10,7 \pm 0,6 \mu\text{Sv}$ olduğu bulunmuştur. Tüm ışınlamalara ait ölçümler değerlendirildiğinde, %20'yi aşan herhangi bir yüzde hata değerine rastlanmamıştır (Maximum kabul edilebilir hata %30 değerindedir). Genel olarak, DMC 2000S elektronik dozimetreleri için artan ışınlama dozuyla ölçümlerdeki hata yüzdesinin azalma eğiliminde olduğu söylenebilir. Bu sonuç yüksek radyasyon alanlarında dozimetrelerimizin daha hassa sonuçlar verebileceğine işaret etmektedir. Elektronik dozimetrelerin; ışınlama çalışmalarına ek olarak dozimetreler, gerçek bir radyasyon alanında da test edilmiştir. Elektronik dozimetrelerin X-ışınları altında Hp(10) ölçüm performanslarının incelenmesi amacıyla, Süleyman Demirel Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Radyoloji Bölümünde, TLD'lerle birlikte iki aylık periyotta, eş zamanlı kullanımı sonucunda, iki tip dozimetrenin de aynı aralıkta okumalar yaptığı gözlemlenmiştir. Elektronik dozimetreler dış tomografi cihazlarına yerleştirilerek röntgenleri çekilmiş ve yüksek X-ışını dozlarına maruz bırakılarak alarm sistemleri sorunsuz bir şekilde aktif hale getirilebilmiştir.

Yapılan ışınlama testleri kapsamında, dozimetrelerin tüm ışınlama dozlarına karşı tepkilerinin lineer olduğu saptanmıştır. Hiçbir dozimetre ışınlanan doz mertebesinin altındaki veya üstündeki mertebelerde doz ölçmemiştir. Ölçümler sırasında her dozimetre belirlenen eşik değerinin üzerinde gelen doz ve doz hızı için alarmla uyarı vermiştir. Bu sonuçlar dozimetrelerin TARLA'da güvenle kullanılabileceğini ortaya koymaktadır.

İlerideki çalışmalar için, DMC 2000S model elektronik dozimetreler, 10 μSv altındaki ve 1000 μSv üzerindeki dozlarda ışınlanarak test edilebilir. Ayrıca bu dozimetrelerin enerjiye bağlı tepkileri ve açısal tepkileri de incelenebilir. Elektronik dozimetrelerimizin kalibrasyonu ve farklı tipteki dozimetrelerle karşılaştırmalı olarak incelenmesine yönelik çalışmalar da yapılabilir. Dozimetreler düşme, titreşim ve sağlamlık gibi fiziksel testlere tabi tutulabilir; değişen sıcaklık ve nem gibi ortam koşullarına bağlı tepkileri de araştırılabilir. Son olarak benzer veya daha üstün özelliklere sahip ulusal bir dozimetre sisteminin geliştirilmesi için çalışmalarda bulunulabilir.

KAYNAKLAR

- Ambrosi, P., Behrens, R., Böhm, J., Soares, C. G., Calibration and Proficiency Testing of Dosimeters - Recent Developments in ISO and IEC Standards. Erişim Tarihi: 08.09.2016.
<https://www.ipen.br/biblioteca/cd/irpa/2004/files/3b5.pdf>
- Bakar, K., 2012. Nükleer Tıp Alanında Çalışan Personelin Maruz Kaldığı Radyasyonun Fiziksel Dozimetri ile Belirlenmesi Ve Radyasyonun insan Sağlığı Üzerindeki Etkileri. Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı, YL Tezi. 103s, Kütahya.
- Basdevant, J.L., Rich, J., Spiro, M., 2005. Fundamentals in Nuclear Physics, Springer, 515s, France.
- Bayraktar, G., 2011. Süleyman Demirel Üniversitesi'nde Bina İçi Radon Konsantrasyonlarının Nükleer İz Dedektörleri Kullanılarak Belirlenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL tezi, 91s, Isparta.
- Boziari, A. and Hourdakakis, C. J. 2007. Calibration, Performance and Type Testing of Personal Dosimeters Used in Ionising-Radiation Applications in Greece, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 125, No. 1–4, pp. 79–83.
- Chiriotti, S., Ginjaume, M., Vano, E., Sanchez, R., Fernandez, J.M., Duch, M.A., Sempau, J. 2011. Performance of Several Active Personal Dosimeters in Interventional Radiology and Cardiology. Radiation measurements 46 1266-1270.
- Çelik, S., 2013. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Radyasyondan Korunma Programı ve Radyasyondan Korunma Optimizasyonu. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, YL Tezi, 161s, Ankara.
- Daşdağ, S., 2010. İyonlaştırıcı Radyasyonlar ve Kansere. Dicle Tıp Dergisi / Dicle Medical Journal, Cilt / Vol 37, No 2, 177-185.
- d'Erricoa, F., Luszik-Bhadrac, M., Lahayed, T., 2003. State of the Art of Electronic Personal Dosimeters for Neutrons, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A 505, 411–414.
- DMC 2000S, 2011. User's Manual.
- Dosicare, 2011. User's Manual.
- Dosimass, 2011. User's Manual.
- Dumitrescu, D., Chiroşca, A., Duliu, O.G., 2012. Radiation Surveillance and Radiation Dose Control at Cernavoda Nuclear Power Plant, U.P.B. Sci. Bull., Series A, Vol. 74, Iss. 1.

- Duruer, K., Olgar, T., Bor, D., 2010. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Kalibrasyon Laboratuvarları Kurulumu, Türk Fizik Derneği 27. Uluslararası Fizik Kongresi, p:338, İstanbul.
- Edquist, B. A., 2014. Electronic Dosimeter and Thermoluminescent Dosimeter Correlation Study at Catawba Nuclear Station, Colorado State University, YL tezi, 53s, Colorado.
- Guimarães, M., C., Silva, C., R., E., de Oliveira, P., M., C., da Silva, T., A., 2015. On the response of electronic personal dosimeters in constant potential and pulsed x-ray beams, 8th Brazilian Congress on Metrology, Bento Gonçalves/RS.
- Gülmen, M., 2011. Medikal Alanda Kullanılan Lif:Mg,Ti (TLD-100)'nin Dozimetrik Özelliklerinin İncelenmesi, Çukurova Üniversitesi Fenbilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 129s, Adana.
- ICRP Publication 60, 1991. 1990 Recommendations the International Commission on Radiological Protection, Ann. ICRP 21(1-3), Pergamon Pres, Oxford.
- ICRP Publication 103, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Elsevier Pres, 37(2-4), Oxford.
- IEC 61526, 2010. International Electrotechnical Commission, Radiation Protection Instrumentation, Measurement of Personal Dose Equivalents $H_p(10)$ and $H_p(0,07)$ for X, Gamma, Neutron And Beta Radiations - Direct Reading Personal Dose Equivalent Meters, Geneva, Switzerland.
- ISO 4037-1, 1996. X and Gamma Reference Radiations For Calibrating Dosemeters And Dose Rate Meters and For Determining Their Response As A Function Of Photon Energy, Part 1: Radiation Characteristics and Production Methods. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland.
- ISO 4037-3, 1999. X and Gamma Reference Radiations for Calibrating Dosemeters and Dose Rate Meters and for Determining Their Response as a Function of Photon Energy. Part 3: Calibration of Area and Personal Dosemeters and the Measurement of Their Response as a Function of Energy and Angle of Incidence, International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland.
- Karakılıç, V., 2013. Türk Hızlandırıcı ve Radyasyon Laboratuvarı (Tarla, Ankara) Çevresinde Doğal Radyoaktivite Ölçümleri. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans tezi, 145s, Isparta.
- Krane, K.S., 2001. Nükleer Fizik. 1. Cilt, Ders Kitabı, Birinci Baskı, Palme Yayıncılık, 404s, Ankara.
- LDM 210 – Ldm 220, 2011. User's Manual.

- MGP Instrument, 2006. Basic Dosimeter, Reader & Dosimass Fundamentals. Erişim Tarihi: 17.03.2014
<ftp://95.31.11.186/pub/Other/Manuals/MGP/MGP%20Dosimeter,%20Dosimass%20&%20Reader%20Fundamentals.pdf>
- MGP Instrument, 2003. DMC-2000S-Mini Guide, Erişim Tarihi 17.03.2014
<https://irradiation.web.cern.ch/irradiation/doc/DMC-2000%20S-MiniGuide.pdf>
- Norbert, V., Michael, H. and Thomas, B., Ambient Dose Equivalent $H^*(d)$ –An Appropriate Philosophy For Radiation Monitoring Onboard Aircraft And In Space?, Erişim Tarihi: 8.11.2016.
http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/36/097/36097704.pdf
- Oberhofer, M. 1991. Advancens in Radiation Protection, Kluwer Academic Publishers GROUP, 376s, Netherland.
- Podgorsak, E.B., 2005, Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency,658s, Vienna.
- Podgorsak, E.B., Basic Radiation Physics, Erişim Tarihi: 12-10-2012.
www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf
- RADKOR, 2015. Dozimetre Kullanım Talimatları. Erişim Tarihi: 08.11.2016
<http://www.radkor.com/Dosyalar/Dosyalar/image/Talimatlar/27.04.2015.REV.03.DOZIMETRE-KULLANMA-TALIMATI.docx>
- Resmi Gazete 2004. (24.03.2000 tarihli ve 23999 sayılı Resmi Gazetede yayımlanan Radyasyon Güvenliği Yönetmeliğinin, 29 Eylül 2004 tarih ve 25598 sayılı Resmi Gazete'de yayımlanan Radyasyon Güvenliği Yönetmeliğinde Değişiklik Yapılmasına Dair Yönetmelik ile değişik 37. maddesi.
- Sabol, J., Weng, P.S., 1995. Introduction to Radiation Protection Dosimetry. World Scientific Publishing, 300, Singapore.
- Suliman, I.I., Yousif, E.H., Beineen, A.A., Yousif, B.E., Hassan, M., 2010. Performance Testing of Selected Types of Electronic Personal Dosimeters Used in Sudan, Radiation Measurement 45 1582-1584.
- Takahashi, M., Sekiguchi, M., Miyauchi, H., Tachibana, H., Yoshizawa, M., Kato, T., Yamaguchi, A., 2008. Performance of the Hp(10) and Hp(0.07) Measurable Electronic Pocket Dosimeter for Gamma- and Beta-Rays, Journal of Nuclear Science and Technology, Supplement 5, p. 225-228.
- TAEK, 2012. Kişisel Dozimetre Temel Eğitimi Kurs Dokümanları.
- Texier, C., Itie, C., Serviere, H., Gressier, V. and Bolognese-Milsztajn, T., 2001. Study of The Photon Radiation Performance of Electronic Personal Dosemeters, Radiation Protection Dosimetry Vol. 96, Nos 1–3, pp. 245–249.

Thermo Scientific, FHZ 612-10 and FHZ 612 Si-10 Wide range gamma dose rate detectors. Erişim Tarihi: 3.10.2016
http://www.envsafe-web.com/user_data/img/pdf/thermo-FHZ612-datasheet.pdf

Tozun, F., K rk      , M.E, Yıldırım, D. ve K rk      , I., Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Biriminde Doz Hızı     mleri, Türk Fizik Derneği 30. Uluslararası Fizik Kongresi 02-05 Eylül 2013, İstanbul-Türkiye, Bildiri  zetleri Kitabı, ss.613.

Wernli, C., 2009. Individual Monitoring at Accelerator Centres, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 137, No. 1–2, pp. 74–82.



EKLER

EK A. Dozimetre Kullanım Talimatları

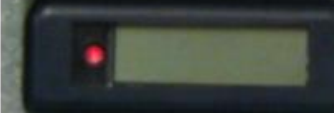
- 1- Her kullanıcıya, ilk periyot için dozimetre istek formunda, daha sonraki yenileme periyotları içinse dağıtım listesinde belirtilen ID ye sahip dozimetreler dağıtılmalıdır.
- 2- Doğru değerlendirme yapılabilmesi için; dozimetrenizi yalnızca çalıştığınız radyasyon alanı içerisinde kullanınız.
- 3- Dozimetrenizi düzgün ve doğru bir şekilde yaka klipsinden önlüğünüzün üzerine takınız
- 4- Lütfen hiçbir şekilde dozimetreyi açmaya çalışmayınız, kılıfından çıkarmayınız.
- 5- Dozimetrenizi kaybettiğiniz zaman, derhal kuruluşunuzun Radyasyon Sağlığı ve Güvenliği Sorumlunuza ya da ilgili personele bildiriniz. Kaybettiğiniz dozimetreyi bulsanız dahi haber veriniz.
- 6- Dozimetrenizi etkileyecek, zarar verebilecek her türlü madde ve kimyasallardan uzak tutunuz.
- 7- Çalışmanız bittikten sonra dozimetrenizi, radyasyondan uzak, ısı, nem ve basınca maruz kalmayacak şekilde muhafaza ediniz.
- 8- Dozimetreyi evinize ya da başka bir yere götürmeyiniz.
- 9- Dozimetreyi çalışma alanınızdaki radyasyon kaynağı dışında başka bir radyasyon kaynağına maruz bırakmayınız.
- 10- Dozimetreyi kullandığınız esnada önüne metal cisimler koymayınız (örnek anahtar).
- 11- Radyasyon alanı içerisinde dozimetreyi unutmayınız.
- 12- Dozimetre devri söz konusu olduğunda yeni kullanıcıya aktarılacak dozimetrenin, başka bir personel tarafından radyasyon alanı içinde kullanılmamış olmasına dikkat ediniz (RADKOR, 2015).

EK B. DMC 2000S Dozimetrede Oluşabilecek Sorunlar Ve Çözümleri

Çizelge B.1. Dozimetre ekranında görülebilecek sorunlar ve sorunlara yönelik çözüm önerileri (MGP, 2003)

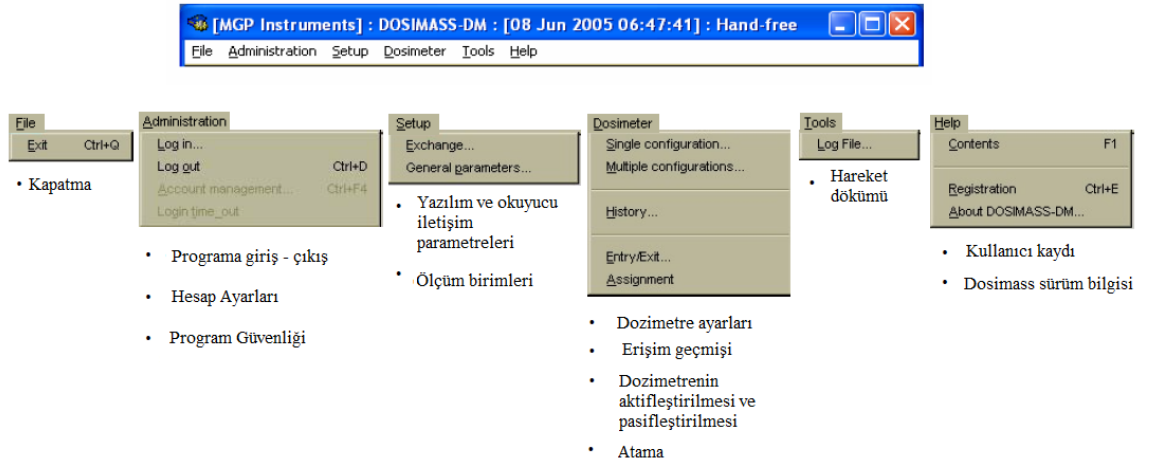
Ekran Görüntüsü	Sorun	Çözüm
	(Düşük Pil-Aktif Mod) Dozimetre aktif durumdadır ve pili bitmek üzeredir. Ekranda görünen “BA LOX” ifadesinde “X” saat olarak pilin kalan ömrünü göstermektedir. (1 ile 9 arasında)	- Pil bitmeden değiştirilmelidir. - Pilin altındaki izolasyon malzemesi kontrol edilmelidir.
	(Düşük Pil-Bekleme Modu) Dozimetre bekleme modundadır ve bu modda 72 içerisinde pil bitecektir. Bu sorun ayrıca yanlış pil takılmasında da kaynaklanabilir.	- Mümkünse 72 içerisinde pil değiştirilmelidir. - Pil tamamen biterse mikro işlemci kilitlenebilir. Yeni pil takılması halinde ekranda boş bir görüntü oluşabilir ve LED sürekli olarak kırmızı yanabilir. Bu durumda dozimetre okuyucu kullanılarak dozimetre yeniden çalıştırılmalıdır.
	Pil tamamen bitmiştir veya çıkarılmıştır. Ayrıca güç kaynağında kısa devre olabilir.	- Pil değiştirilmelidir. - Pil yuvası kontrol edilmelidir. - Pil yuvasında kopmuş kablo veya tel var ise lehimlenmelidir.
	Geçmiş verilerin bütünlüğünde hata oluşumundan kaynaklanmaktadır. Pilin değiştirilmesi veya çıkarılmasından kaynaklanabilir.	Dosimass programından “assign” sekmesinden yeni histogram çalıştırılır.
	Dozimetre kalibrasyonunun bozulmasından kaynaklanmaktadır.	- Dozimetre kalibre edilmelidir. - Kaybolan veya değişen başka parametrenin olup olmadığı kontrol edilmelidir.

Çizelge B.1. Dozimetre ekranında görülebilecek sorunlar ve sorunlara yönelik çözüm önerileri (Devamı) (MGP, 2003)

	Dozimetre detektör devresi fiziksel veya içsel bir problem oluşmuş olabilir. Detektör algoritmasında yanlış veya eksik parametre bulunuyor olabilir.	• Kalibrasyon ve sistem değerleri kontrol edilir. • Dozimetre tamir edilemez.
	E2PROM hafızasında saklanan erişim verilerinden kaynaklı bir problem olabilir.	• Pili çıkartın. Dozimetre depo kondansatörünün 72 saat boyunca bitmesine izin verin. Pili tekrar takın. • Kaynağı kontrol edin. Sorun devam ediyorsa dozimetre tamir edilemez.
	Kalibrasyon veya sistem parametrelerinin bozulmasından kaynaklı olarak oluşan veri problemi olabilir.	• Dosimass programını kullanarak dozimetreyi tekrar yükleyin. Sistem ve kalibrasyon sekmesindeki verileri kontrol edin.
	Dışsal detektör kalibrasyon değeri bozulmuş veya kaydolmuş olabilir. Pilin tamamen bitmesinden kaynaklanabilir.	• Dosimass kalibrasyon sekmesinden dışsal detektör ölü zamanı bir birim arttırın veya azaltın.
	Atma hesaplama sisteminde oluşan hasardan kaynaklanabilir.	• Dozimetre tamir edilemez.
	Boş ekran ve sürekli yanan kırmızı LED.(Bazen yeni pil takılırken olabilir) Düşük pil koşullarında mikro işlemcinin bekleme ve aktif mod arasında kalmasından oluşur. Pilin tamamen bitmesinin sonucu olabilir. Uygun olmayan pil takılmasından kaynaklı oluşabilir.	• Pili çıkartın ve pil yuvasını oluşmuş olabilecek herhangi bir zarara karşı kontrol edin. • Dozimetre depo kondansatörünün 72 saat boyunca bitmesine izin verin. Pili tekrar takın.

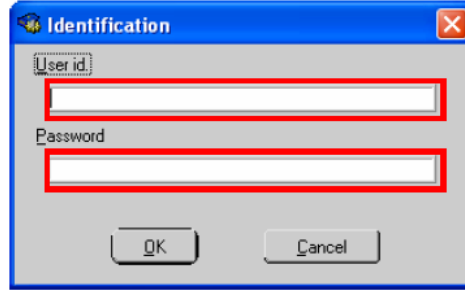
EK C. Dosimass Yazılımının Tanıtılması

Kesim 3.1.3'te kurulumu anlatılan dosimass yazılımının tanıtımı, dosimass kullanım klavuzu ve Mirion firmasının yazılı dokümanlarından yararlanılarak, bu bölümde anlatılmaktadır. Dosimass programının yüklenmesinden sonra masaüstüne gelen dosimass ikonu tıklatılarak program çalıştırılır. Şekil C.1'de çalıştırılan program ve program sekmeleri görünmektedir. "Exit" sekmesi programın kapatılmasını sağlar. "Log-in ve Log-out" programa hangi seviyede yönetici olarak giriş çıkış yapılacağını belirler. "Account management" bölümü yönetici ayarlarını içermektedir. "Log-time out" giriş yapılan yöneticinin ne kadar süreyle programı kullanabileceğini ayarlamaktadır. "Exchange" sekmesi okuyucu ile dosimass programının iletişim ayarları için kullanılır. Bu sekmeden okuyucunun bağlı olduğu port numarası değiştirilebilir. "General Parameters" bölümden programın hangi birim sisteminde doz ve doz hızı sonuçlarını göstereceği seçilmektedir. "Configuration" sekmeleri dozimetre ayarlarını içerir. "History" bölümü geçmiş kullanım zamanları için dozimetre bilgisini vermektedir. "Entry/Exit" sekmesi dozimetrelerin aktifleştirilip pasifleştirilmesi için kullanılmaktadır. "Assignment" kullanıcılar için dozimetreye bilgi atamasının yapıldığı bölümdür. "Log File" dosimass programının bütün hareket dökümünün depolandığı bölümdür (Dosimass Kullanım Klavuzu).



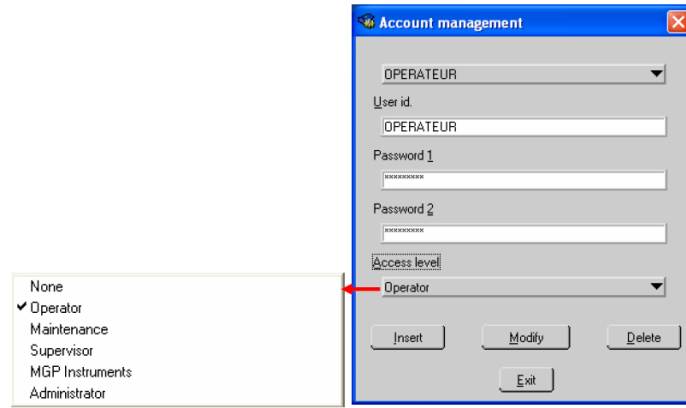
Şekil C.1. Dosimass giriş ekranı ve sekmelerin özellikleri (MGP,2006)

Log-in sekmesi tıklatıldığında Şekil C.2'deki yönetici giriş ekranı karşımıza çıkmaktadır. Programa kayıtlı olan 6 adet giriş yetkilendirmesi bulunmaktadır. Giriş yetkilendirme isimleri; operator, maintenance, supervisor, administrator, mgpi ve giriş yapılmamış durumdur (None). Her bir yetkilendirme için şifre, yine yetkilendirme ismidir.



Şekil C.2. Yönetici giriş ekranı (MGP,2006)

“Account management” bölümünde yöneticiler için kullanıcı ismi ve giriş yetkilendirmesi yapılabilmektedir (Şekil C.3). Bu bölümün kullanıma açılabilmesi için “administrator” kullanıcı adı ve şifresi girilmek zorundadır. İstenilen kullanıcı adı ve şifre belirlendikten sonra yetkilendirme seviyesi belirlenir. Yetkilendirme seviyelerinin kapsamı Çizelge C.1’de detaylı olarak verilmiştir.

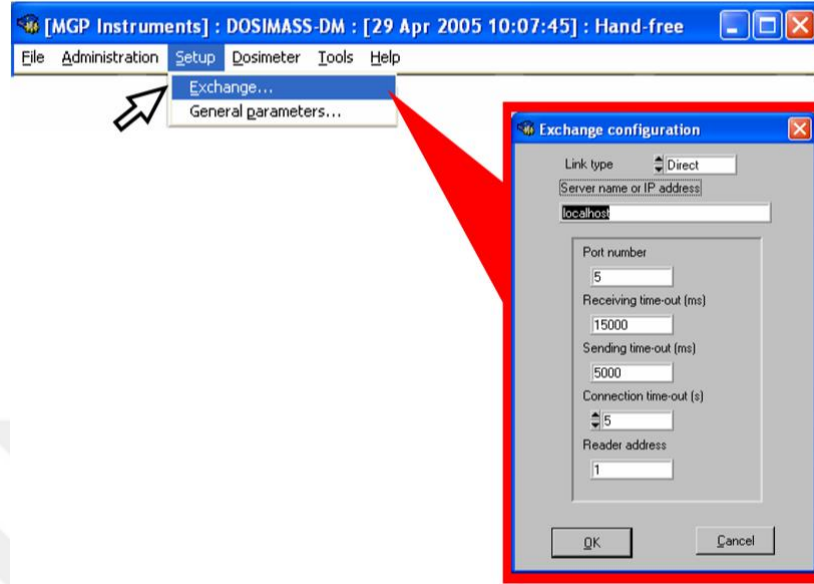


Şekil C.3. Yetkilendirme seviyesinin seçilmesi (MGP,2006)

Çizelge C.1. Yetkilendirme seviyelerinin kapsamı (MGP,2006)

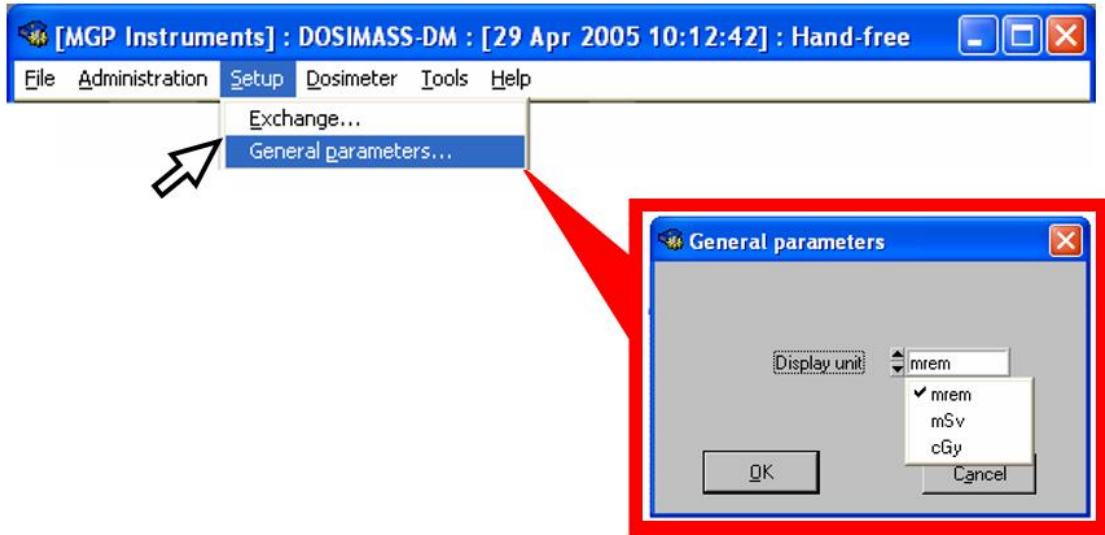
FONKSİYON	SEVİYE	NONE	ADMINISTRATOR	OPERATOR	MAINTENANCE	SUPERVISOR	FACTORY
Kullanıcı Adı	---	---	administrator	operator	maintenance	supervisor	mgpi
Şifre	---	---	administrator	operator	maintenance	supervisor	XXXXX *
Ölçüm ve Eşik Değerleri	SADECE OKUMA	HAYIR	KİSMİ ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM
Atama	SADECE OKUMA	HAYIR	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM
Durum	HAYIR	HAYIR	SADECE OKUMA	SADECE OKUMA	SADECE OKUMA	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM
Çalışma Parametreleri	SADECE OKUMA	HAYIR	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM
Kalibrasyon	HAYIR	HAYIR	SADECE OKUMA	KİSMİ ERİŞİM	KİSMİ ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM
Kullanıcı Bloğu	HAYIR	HAYIR	SADECE OKUMA	KİSMİ ERİŞİM	KİSMİ ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM
Sistem	HAYIR	HAYIR	SADECE OKUMA	KİSMİ ERİŞİM	KİSMİ ERİŞİM	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM
Fabrika	HAYIR	HAYIR	HAYIR	HAYIR	HAYIR	TAM ERİŞİM	TAM ERİŞİM
Histogram	EYET	HAYIR	EYET	EYET	EYET	EYET	EYET
AÇIKLAMA	SADECE OKUMA ERİŞİMİ	ACCOUNT MANAGEMENT ERİŞİMİ	KİSMİ ERİŞİM	ÇOKLU AYARLARA ERİŞİM YASAK	ÇOKLU AYARLARA ERİŞİM	ÇOKLU AYARLARA ERİŞİM	ÇOKLU AYARLARA ERİŞİM

Setup bölümünün altında yer alan “Exchange” sekmesi okuyucu ile bilgisayar arasındaki iletişimin ayarlanması için kullanılır (Şekil C.4). “Port numarası” okuyucunun bağlı olduğu USB portudur. Eğer okuyucunun bağlı olduğu port bilinmiyorsa bilgisayarın aygıt yönetici bölümünden bakılabilir.



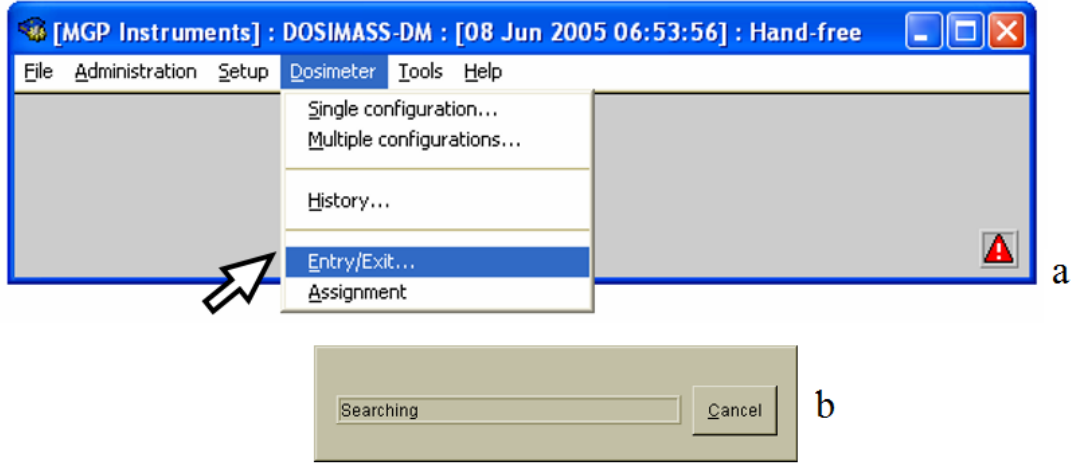
Şekil C.4. Okuyucu-PC ayarları (MGP,2006)

Setup bölümünde yer alan diğer sekme “General parameters” programın hangi birimi kullanacağını belirlediği alandır. Milirem (mrem), miliSievert ve santigray (cGy) olmak üzere üç adet birim yer almaktadır (Şekil C.5).



Şekil C.5 Dosimass programının kullanacağı birim sisteminin seçilmesi (MGP,2006)

“Dosimeter” sekmesinin altında yer alan “Entry/Exit” bölümü, okuyucu önündeki dozimetrelerin aktif (entry) veya pasif (exit) durumuna geçmelerini sağlamaktadır (Şekil C.6).



Şekil C.6. (a) Dosimass yazılımında dozimetreleri aktifleştirme sekmesi
(b) Dozimetrelerin aktifleştirilmesi sırasında PC ekranında yer alan görüntü (MGP,2006)

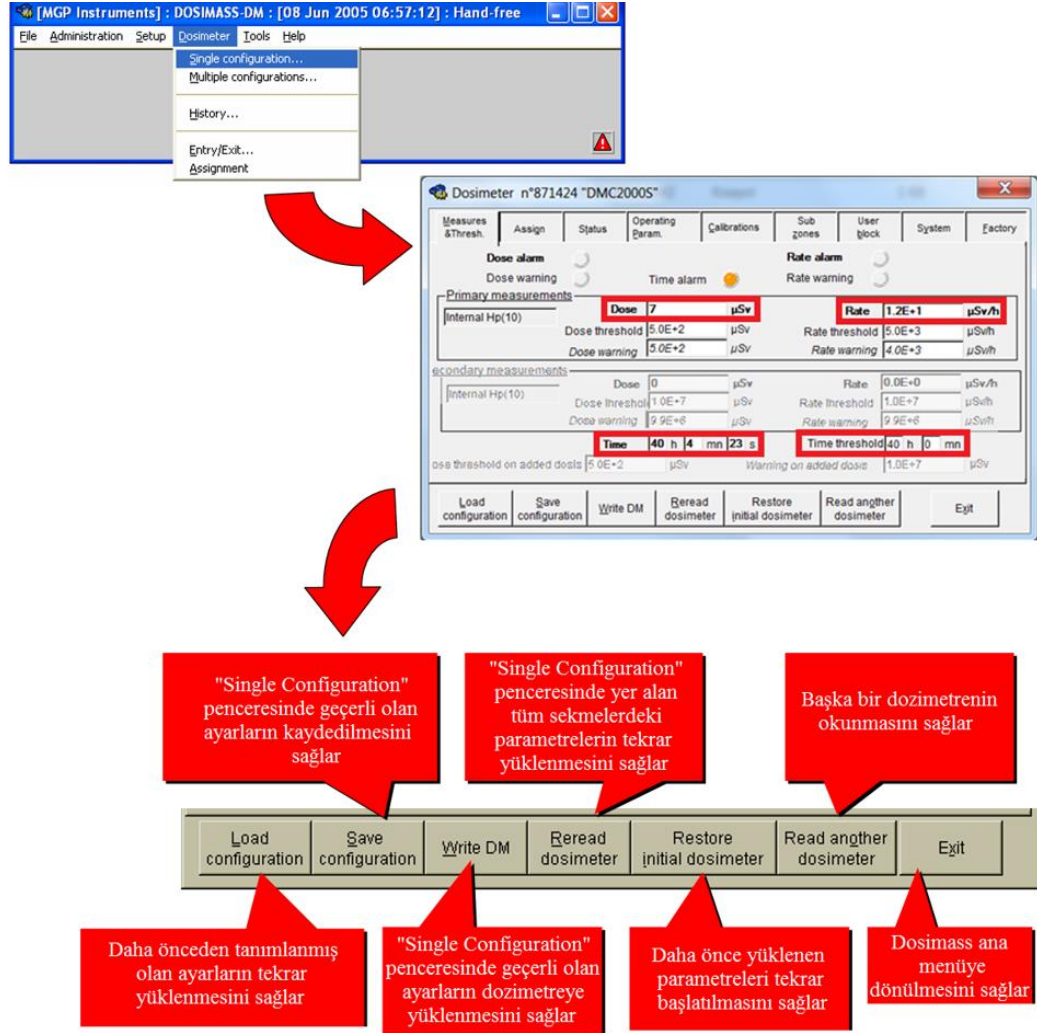
Aktif durumda bulunan dozimetre tekrar okuyucuya okutulduğunda “Entry/Exit” bölümü kullanılarak, dozimetrenin pasif duruma geçmesi sağlanır. Dozimetre pasif duruma geçtiği anda, dosimass ekranında dozimetrenin ölçtüğü doz, doz hızı, ne kadar zamandır aktif olduğu, alarmlarının tetiklenip tetiklenmedi bilgilerine ulaşılır (Şekil C.7).

Figure C.7 shows the 'Exit' dialog box in the Dosimass software. It contains the following information:

- Alarms:**
 - Dose Alarm triggered: ☐
 - Rate Alarm triggered: ☒
 - Dose warning triggered: ☐
 - Rate warning triggered: ☐
 - Time Alarm triggered: ☐
- Primary Dose:** 15.0 mrem
- Primary Rate:** 5.00E+1 mrem/h
- Duration:** 2 h 45 mn 6 s
- Buttons:** Exit (with a right arrow icon) and Cancel.

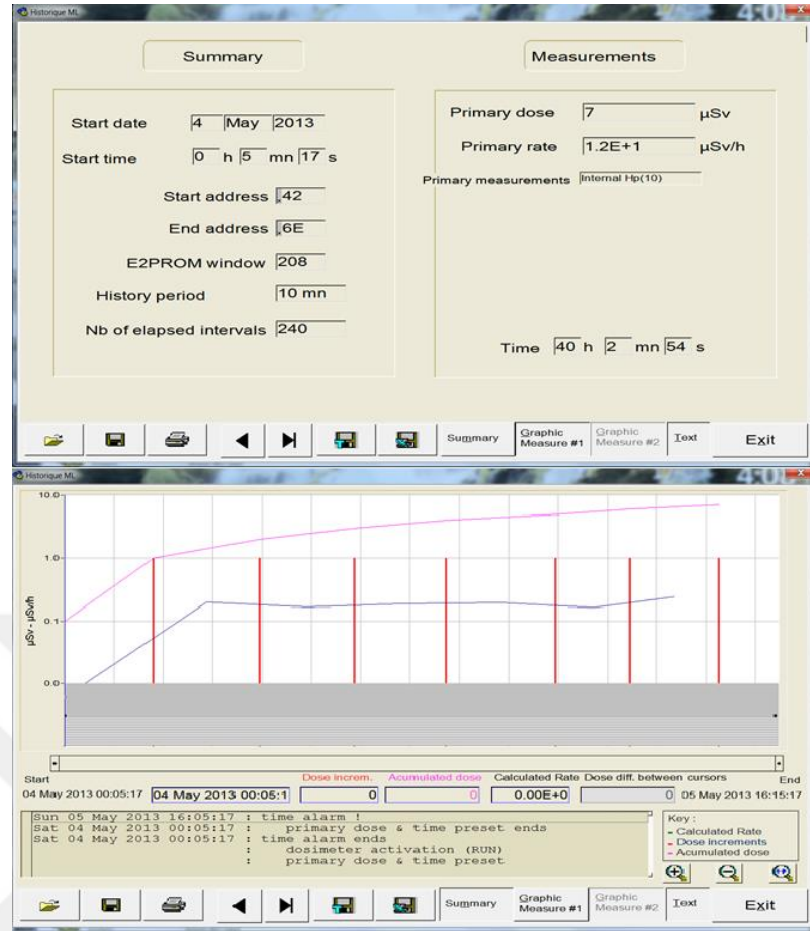
Şekil C.7. Dosimass ekranında görüntülenen dozimetrenin radyasyon ölçüm raporu (MGP,2006)

“Dosimeter” sekmesinin altında yer alan bir diğer bölüm “single configuration”, dozimetre ayarlarının yapılandırıldığı bölümdür (Şekil C.8).



Şekil C.8. “Single Configuration” sekmesi ve altında bulunan bölümlerin açıklanması (MGP,2006)

“Dosimeter” sekmesinin altındaki “History” bölümünden doz ve doz hızı özetleri ve grafiği görülebilir ve çıktı alınabilir. Şekil C.9’da Isparta’da 40 saatlik bir background doz ölçüm sonucu ve grafiği yer almaktadır.



Şekil C.9. Background (arkaplan) ölçümlerine ait sonuç verisi ve veri grafiği

EK D. Dosicare Yazılımının Tanıtılması

Dosicare programı yüklenirken, programın yanında okuyucunun dozimetreyi tanıması için LdmMgr isimli bir okuyucu yazılımı da yüklenmektedir. Bu yazılım, okuyucunun bağlı olduğu bilgisayarın USB portunu otomatik olarak tanımaktadır. Yazılım çalıştırıldığında okuyucuya dozimetreyi okutmamız istenmektedir ve giriş izninin olmadığını belirten kırmızı ışık yanmaktadır. Dozimetre okunması başarılı olmuşsa ve dozimetrenin radyasyon alanına giriş yetkisi varsa, yeşil ışık yanmakta ve giriş onaylanmaktadır (Şekil D.1).



Şekil D.1. Dosicare ile kullanılan LDM MGR okuyucu yazılımı

Dosicare programını başlattığımızda karşımıza çıkan menü Şekil D.2’de yer almaktadır. Kırmızı “1” ile gösterilen bölüm çalışanların atandığı bölümdür. “2” numaralı bölüm çalışanların kaydedilen bilgilerinin düzenlendiği bölümdür. “3” numaralı bölüm tüm çalışanların listelendiği bölümdür ve istenilen çalışan üzerine tıklatılarak doz raporları ve doz grafikleri görülebilmektedir. “4,5 ve 6” ile gösterilen butonlar dozimetre doz raporlarının istenilen tarihler arasında görüntülediği ve çıktı alınabildiği bölümlerdir. “7” numaralı bölüm ise dosicare yazılımını kapatmak için kullanılır.



Şekil D.2. Dosicare yazılımı ana menüsü

“Worker” sekmesinin altında yer alan “worker data” bölümünde çalışanların kişisel bilgileri, çalıştığı kurum ve unvan bilgileri, kendisine atanan kişisel dozimetre bilgileri yer almaktadır (Şekil D.3). Ayrıca hangi sınıf çalışan olduğu ve radyasyon alanına giriş yetkisinin olup olmadığı bu bölümde belirtilmektedir. Eğer işten ayrılmışsa, yine bu bölüme gerekli bilgiler girilebilmektedir.

WORKER DATA

Worker data

Identification

NAME : MASSINI First name : Marie-Christine Dosimeter no. : 012770
Com. Name : TRESSOL Other names : ☐ Assigned DMC
Code : 123 Category : A DMC's display :

Personal information

Social security no. : 257118212106210 Sex : ☐ Male ☒ Female
Date of birth : 11/21/1957 Place of birth : MONTAUBAN
Doctor : Nationality :

Occupation

Company : HUS Function : INF
Type of contract : TIT Section : Médecine Nucléaire
Task code :

Access control

☐ Forbidden access Reason for denial : End validity med. exam. date :

Şekil D.3. Çalışanların kişisel bilgilerinin yer aldığı dosicare bölümü (Dosicare, 2011)

Şekil D.4'te gösterilen “Company” sekmesinde, dozimetrelerin kullanılacağı tesis bilgileri yer almaktadır.

COMPANY DATA

Company data

Identification

NAME : MGP Code : 002
Trade registry no. : 11215454AEE
Activity :

Address / telephone

Address : BP1 Contact person : Henri MICHEL
Route d'eyguères Telephone : 33(4) 90 59 59 59
City : LAMANON Mob/Fax :
Zip code : 13113 Email : info@mgpi.com.fr
State : 13 BDR
Country : FRANCE

Şekil D.4. Dozimetrelerin kullanılacağı tesisin bilgilerinin yer aldığı ekran görüntüsü (Dosicare, 2011)

“Section” sekmesinde ise, dozimetrelerin tesisin hangi bölümünde kullanılacağı bilgisine yer verilmektedir. Örneğin Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Bölümü (Şekil D.5).

Şekil D.5. Dozimetrelerin kullanılacağı tesisin ilgili bölüm bilgisi (Dosicare, 2011)

“Doctor” sekmesinde ise çalışanların sağlık sorunlarıyla ilgilenen doktor veya doktorların iletişim bilgileri yer almaktadır. “Dosimetry” sekmesinde ise çalışanların, toplu veya bireysel olarak doz sonuçları, radyasyon alanına giriş-çıkış tarih ve saatlerini gösteren raporlar görüntülenebilir. Aynı zamanda radyasyon alanı içerisinde, yüksek doz/doz hızından veya dozimetrenin okutulmasının geciktirilmesinden oluşan dozimetre alarm bilgisine, tarihleriyle birlikte ulaşılabilir. “Configuration” sekmesinin altında yer alan “Threshold” bölümü kullanıcılar için en önemli bölümdür. Sadece radyasyon güvenlik sorumlusunun erişmesine izin verilmelidir. Dozimetrenin, çalışma koşulları için (çalışma koşulu A, çalışma koşulu B) hangi doz ve doz hızı değerlerinde alarm vermesi gerektiğini ve dozimetreye radyasyon alanı içerisinde, ne kadar zaman geçirilmesi gerektiğinin belirlendiği bölümdür. Belirlenen eşik değerleri veya radyasyon alanında izin verilen zaman aşıldığı takdirde, dozimetre alarmla uyarı vererek, çalışan kişinin alanı terk etmesi sağlanır. “Threshold” bölümünde, doz ve doz hızı eşik değerleri olarak, uluslararası eşik değerleri atanmış olmasına rağmen, gerekli durumlarda radyasyon güvenlik sorumlusu tarafından azaltılabilir. (Sınırların artırılması, bilerek ve isteyerek kişileri mümkün olan doz sınırlarının üstünde ışınlanması anlamına gelmektedir ve suçtur.)

Şekil D.6. Dozimetre eşik değerlerinin belirlenmesi

Dosicare yazılımında kullanıcı doz rapor örneği Şekil D.7’de gösterilmiştir.

Date of birth :	01.01.1999	City/state of birth :	ANKARA
Social security no. :	10	Nationality :	Türkiye
Sex :	Masculin		
Company :	TARLA	Function :	
Section :	E-GUN	Category :	A
Working code :	001:UZMANLAR ve	Type of contract :	Undefined duration
Doctor :	DR1	Validity med. exam. :	01.01.9999
Forbidden access :	No	Reason for denial :	

DOSIMETRIC SUMMARY					
	Hp(10)	Hp(0.07)	Hp(10)G	Hp(10)N	Hp(0.07)
5 years limit :	100000	µSv			
365 days limits	20000 / 20000	µSv	365 days :	300/	0/ 0 µSv
Year limit :	20000	µSv	Year :	13/	0/ 0 µSv
3 months limit :	5000	µSv	3 months :	1/	0/ 0 µSv
Month limit :	2000	µSv	Month :	0/	0/ 0 µSv
			VAHAP	KARAKILIC	
Licensed to :	SUAT OZKORUCUKLU / ANKARA UNIVERSITY				

Worker/task summary			
Controlled area owner company :	MGP		
Name :	mgps		
Habilitation #	IdSite;IdPH		
Name :	VAHAP		
First Name :	KARAKILIC		
Social security no. :	10		
From :	01.12.2012	to :	30.03.2013
Task code :	001:UZMAHLAR ve OPARATORLER		
Date :	Dose Hp(10)G / Hp(10)N / Hp(0.07)	µSv	
01.12.2012	0 / - / -		
11.12.2012	0 / - / -		
12.12.2012	208 / - / -		
17.01.2013	0 / - / -		
24.01.2013	12 / - / -		
15.02.2013	0 / - / -		
18.02.2013	0 / - / -		
19.02.2013	0 / - / -		
20.02.2013	0 / - / -		
21.02.2013	0 / - / -		
22.02.2013	0 / - / -		
25.02.2013	0 / - / -		
26.02.2013	0 / - / -		
27.02.2013	0 / - / -		
28.02.2013	0 / - / -		
01.03.2013	0 / - / -		
25.03.2013	1 / - / -		
27.03.2013	0 / - / -		
29.03.2013	0 / - / -		
Total dose for Task 001:UZMAHLAR ve OPARATORLER	221 /	/	µSv
VAHAP			
KARAKILIC	Total dose for requested time :	221 /	/ µSv

Şekil D.7. TARLA E-GUN için alınmış kişisel doz sonuç raporu

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Taylan GÖRKAN

Doğum Yeri ve Yılı: AYDIN, 1987

Medeni Hali: Bekar

E-Mail: taylangorkan@gmail.com

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu

İlkokul: Ekrem Çiftci İlköğretim Okulu, 1994-1999

Ortaokul: Ekrem Çiftci İlköğretim Okulu, 1999-2001

Lise: 80. Yıl Süper Lisesi, 2001-2005

Lisans: Süleyman Demirel Üniversitesi FEF Fizik Bölümü, 2008-2012

Yayınlar

T. GÖRKAN ve M.E. KÜRKÇÜOĞLU, TARLA’da kullanılan Kişisel Dozimetri Sistemi, V. Uluslararası Katılımlı Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi 7-9 Eylül 2013, Bodrum-Türkiye, Bildiri Özetleri Kitabı, ss. 145

T. GÖRKAN, V. KARAKILIÇ ve M.E. KÜRKÇÜOĞLU, TARLA için Kullanılan İki Farklı Kişisel Dozimetri Sistemine ait Ölçümlerin Karşılaştırılması, 3.ADİM Fizik Günleri Çalıştayı, 17-18 Nisan 2014, Isparta-Türkiye, Bildiri Özetleri Kitabı, ss. 132

V. KARAKILIÇ, T. GÖRKAN ve M.E. KÜRKÇÜOĞLU 50MeV’lik Elektron Demetinin Sönümlendirilmesi için Dump Tasarımında Kullanılabilecek Materyallerin Karşılaştırılması, 3.ADİM Fizik Günleri Çalıştayı, 17-18 Nisan 2014, Isparta-Türkiye, Bildiri Özetleri Kitabı, ss. 134

T. GÖRKAN ve M.E. KÜRKÇÜOĞLU, TARLA’da Kullanılan Kişisel Elektronik Dozimetrelerin 0,5 mSv Seviyesindeki Gama Radyasyonuna Tepkisinin İncelenmesi, 3.ADİM Fizik Günleri Çalıştayı, 17-18 Nisan 2014, Isparta-Türkiye, Bildiri Özetleri Kitabı, ss. 133

Sertifikalar

V. Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Dedektörleri Yaz Okulu 2009/BODRUM

VI. Uluslararası Katılımlı Parçacık Hızlandırıcıları ve Dedektörleri Yaz Okulu 2010/BODRUM

Kişisel Dozimetri Hizmeti Temel Eğitimi 2012/ANKARA

IV. Uluslararası Katılımlı Parçacık Hızlandırıcıları ve Dedektörleri Yaz Okulu
2013/BODRUM

Türk Hızlandırıcı Merkezinin Teknik Tasarımı ve Test Laboratuvarları YUUP projesi
üyeliği 2012-

3.ADİM Fizik Günleri Çalıştayı 2014/ISPARTA

