

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**X IŞINLARINDAN KORUNMADA YENİ BİR
KOMPOZİT MATERYALİN GELİŞTİRİLMESİ**

Salih ÇELİK

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR – 2012

TEZ KODU: DEU.HSLMSc-2009970179

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**X İŞINLARINDAN KORUNMADA YENİ BİR
KOMPOZİT MATERYALİN GELİŞTİRİLMESİ**

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI


YÜKSEK LİSANS TEZİ

Salih ÇELİK


Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. Tefvik AKSOY

TEZ KODU: DEU.HS1MSc-2009970179

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı,
Biyomekanik Yüksek Lisans programı öğrencisi Salih ÇELİK 'X İŞİNLERİNDEN
KORUNMADA YENİ BİR KOMPOZİT MATERYALİN GELİŞTİRİLMESİ' konulu
Yüksek Lisans tezini tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.


Prof. Dr. Tevfik AKSOY

BAŞKAN


Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU

ÜYE


Prof. Dr. Mehtap MALKOÇ

ÜYE

Prof. Dr. Hasan TATARI

YEDEK ÜYE


Doç. Dr. Ali BALCI

YEDEK ÜYE

ÖNSÖZ

Biyomekanik Anabilim Dalı'ndaki yüksek lisans eğitimim süresince bilgi ve becerilerini benden esirgemeyen Biyomekanik A.D.'daki tüm hocalarıma teşekkürü bir borç bilirim.

Yüksek lisans eğitim ve tez sürecim boyunca her zaman yanımda olan Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Hasan HAVITÇIOĞLU hocama ve şuan aramızda olmayan saygıdeğer hocam Prof. Dr. Önder BARAN'a ayrıca teşekkür ediyorum.

Yüksek lisans tez sürecimde bana yardımcı olan tez danışmanım Sayın Prof.Dr. Tevfik AKSOY hocama teşekkür ediyorum.

Radyoloji A.D.'ndan Sayın Prof.Dr. Dinç ÖZAKSOY hocama, deneylerimde bana yardımcı olan Başteknisyen Sayın Ahmet SARUHAN'a ve radyolojideki çalışanlara çok teşekkür ediyorum.

Bu tez çalışmam sırasında desteklerini benden esirgemeyen Araş. Gör. Bora Uzun ve Berivan Çeçen'e ayrıca Orçun Taylan 'a ve Biyomekanik Anabilim Dalı'nda birlikte yüksek lisans yaptığım tüm arkadaşlarıma katkılarından dolayı teşekkürlerimi sunuyorum.

Tüm yaşamım boyunca beni destekleyen ve bu günlere gelmemi sağlayan babam Mehmet Nezir ÇELİK, şuan hayatta olmayan sevgili annem Medine ÇELİK ve her zaman yanımda olan tüm aile fertlerime ayrıca sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	i
ŞEKİL DİZİNİ	iii
TABLO VE GRAFİK DİZİNİ	iv
KISALTMALAR.....	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii

1. GİRİŞ VE AMAÇ 1

2. GENEL BİLGİLER..... 2

2.1. X-Işınlarnın Bulunuşu ve Tarihçesi	2
2.2. X-Işınları ve Özellikleri.....	5
2.3. X-Işınlarnın Oluşumu	8
2.3.1. Doğal X-Işınları	8
2.3.2. Yapay X-Işınları	8
2.4. X-Işınlarnın Fizyolojik Etkileri.....	8
2.5. X-ray Cihazları	9
2.5.1. Röntgen	10
2.5.2. Bilgisayarlı Tomografi	12
2.6. X ışınlarının Kullanım Alanları	15
2.6.1. X ışınlarının Tıpta Kullanılması	16
2.7. Radyolojide Güvenlik.....	17
2.7.1. Radyolojide Personel Güvenliği	17
2.8. X ışınından Korunma Amaçlı Geliştirilen Patentler	18

3. ARAŞTIRMA GEREÇ VE YÖNTEM 24

3.1. Araştırmanın Tipi	24
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı	24
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi	24
3.4. Çalışma Materyali	24
3.5. Araştırmanın Değişkenleri.....	25
3.6. Veri Toplama Araçları.....	25
3.6.1. Malzeme Temini	25
3.6.2. Birinci Çalışma	25
3.6.2.1. Presleme İşlemi	26
3.6.2.2. Radyolojik Ölçüm Deneyi	28
3.6.3. İkinci Çalışma.....	33
3.6.3.1. Malzeme Temini.....	33
3.6.3.2. Sıvı Kompozit Malzemenin Hazırlanması.....	34
3.6.3.3. Kaplama	34
3.6.3.4. Radyolojik Ölçüm Deneyi	38
3.7. Araştırma Planı.....	38
3.8. Verilerin Değerlendirilmesi	39
3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları.....	39
3.10. Etik Kurul Onayı	40

4. BULGULAR	41
4.1. Birinci Aşamada Yapılan Deneş Sonuçları	41
4.2. İkinci Aşamada Yapılan Deneş Sonuçları.....	44
4.3. Verilerin Değerlendirilmesi	47
5. TARTIŞMA.....	48
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	52
7. KAYNAKLAR	53
8. PATENTLER.....	56
9. EKLER.....	58

SEKİL DİZİNİ

Şekil 1. X ışını saçılması şematik gösterimi	2
Şekil 2. İlk röntgen cihazı, X-ışını tüpü ve ilk röntgen görüntüsü	3
Şekil 3. Elektromanyetik Spektrum (EMS)	7
Şekil 4. Modern röntgen cihazı görüntüsü.....	10
Şekil 5. Röntgen filmi üzerine düşen görüntünün şematik gösterimi	11
Şekil 6. Modern Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı	12
Şekil 7. Bilgisayarlı Tomografi cihazından çekilmiş bazı kesitler.....	13
Şekil 8. Bilgisayarlı Tomografi cihazının çalışma mekanizmasının şematik gösterimi	14
Şekil 9. Bilgisayarlı Tomografi cihazının ışın gönderim anının şematizesi	15
Şekil 10. Önlem alınmadan çekilen röntgen filmi	17
Şekil 11. X ışınlarından korunmak için geliştirilen koruyucu giysi.....	18
Şekil 12. Radyasyondan korumak için boncuk halkalardan oluşan örgü perde gösterimi .	22
Şekil 13. Toz malzemelerin preslenmesi sırasında kullanılan kalıp aparatı	26
Şekil 14. Dokuz Eylül Üniversitesi Malzeme ve Metalurji mühendisliği laboratuvarı	28
Şekil 15. Ölçüm için kullanılan dozimeter	28
Şekil 16. Ölçüm mekanizması.....	29
Şekil 17. Araştırmada kullanılan röntgen cihazı	31
Şekil 18. Hassas terazi (Denver Instrument Germany SI-234)	33
Şekil 19. Deneyde kullanılan manyetik karıştırıcı	34
Şekil 20. Sıvı haline getirilen elementlerin tekstil malzemesi üzerine sürülme işlemi	35
Şekil 21. Kurumaya bırakılma anındaki bir görüntü	36
Şekil 22. Hazırlanan karışımların tekstil materyali üzerine yapılan kaplanması	37

TABLO ve GRAFİK DİZİNİ

Tablo 1. Radyasyon sembolü ve uluslararası kodu.....	4
Tablo 2. X-ışınlarının Genel Özellikleri ve Madde Etkileşmesi	6
Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller.....	26
Tablo 4. Çalışmada kullanılan bileşimler.....	27
Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyaller, verilen x-ray dozu ve uygulama süreleri	32
Tablo 6. Tekstil malzemesinin teknik özellikleri.....	35
Tablo 7. Elementlerin x-ray ölçüm sonuçları.....	42
Tablo 8. Kurşunun x-ray ölçüm sonuçları.....	43
Tablo 9. Bileşimlerin X ışını ölçüm sonuçları.....	44
Tablo: 10 1. Kaplama örneğinin X ışını ölçüm sonuçları.....	45
Tablo: 11 2. Kaplama örneğinin X ışını ölçüm sonuçları.....	45
Tablo: 12 1. ve 2. kaplama birlikte iken yapılan X ışını ölçüm sonuçları	46
Tablo: 13 Kurşun önlük ile yapılan X ışını ölçüm sonuçları	46
Grafik1. Bor elementinin preslenmesi sonucunda oluşan grafik	30
Grafik2. Elementlerin X ışını ölçüm sonuçlarının grafiksel gösterimi.....	43
Grafik3. Kurşun ve baryum karşılaştırılması.....	49

KISALTMALAR

DNA	Deoksi-ribo Nükleik Asit
msV	Mikrosievert
K	Katot
A	Anot
Win	Su girişı
Wout	Su çıkışı
C	Su soğutucu
Uh	Katot ısıtıcı voltaj
Ua	Anot voltaj
Å	Ångström
VHF	Very High Frequency
UHF	Ultra High Frequency
FM	Frekans modülasyonu
Hz	Hertz (Frekans Birimi)
Nm	Nanometre
EMS	Elektromanyetik Spektrum
BT(CT)	Bilgisayarlı Tomografi
MRG(MR)	Manyetik Rezonans Görüntüleme
Kv	Kilovolt
CsI	Cesium Iodide
CdTe	Cadmium Telluride
MPD	Myeloproliferative Disease
AP	Anterior Posterior
PA	Posterior Anterior
SEM	Scanning Electron Microscope
mS	Milisaniye
mAs	Miliamper saniye
mR	Miliröntgen

X IŞINLARINDAN KORUNMADA YENİ BİR KOMPOZİT MATERYALİN GELİŞTİRİLMESİ

Salih ÇELİK
Dokuz Eylül Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Biyomekanik Anabilim Dalı
353
40 İnciraltı/izmir

ÖZET

Tıbbi veya diğer amaçlarla kullanılan X ışınlarından korunmak için günümüzde pek çok yöntem ve kompozit materyal kullanılmaktadır. Bu ışınlardan korunmak için genellikle kurşun malzemeler kullanılmaktadır. Bu çalışmada X ışınlarından korunmak için yeni bir malzemenin geliştirilmesi amaçlandırılmıştır.

Bu çalışmada deneyler iki farklı aşamada yapılmıştır. Birinci aşamada toz halinde olan malzemeler kompozit haline getirilip plaka şeklinde yapılandırılmıştır. İkinci aşamada malzemeler sıvı kompozit haline dönüştürülüp tekstil malzemesi üzerine kaplanmıştır. Çalışmada kullanılan elementler stronsiyum, magnezyum, kitin, kitosan, bor, baryum, flor ve kemiktir. Aynı zamanda bu elementlerin farklı karışımlarıyla oluşturulan bileşen grupları da deneyde kullanılmıştır. Deneyde 66kV- 102kV ve 150kV 'de 15,5 ms, 17,6ms sureyle ve 4mAs,2,5mAs ve 2mAs 'lik değerlerde 100cm uzaklıktan kompozit numunelere X ışını uygulanmıştır.

Sonuç olarak; birinci aşamada 66kV'de; grup A, grup B, grup D ve grup E'nin X ışınına karşı %100 koruma sağlandığı ölçülmüştür. İkinci aşamada ise 50 kV de en iyi koruma; 1. kaplamanın yapıldığı durumdur. 60 kV de yapılan radyasyon dozlamada ise 1. ve 2. kaplamaların aynı anda yapıldığı ölçümdür. Bu araştırmada kullanılan kompozit materyal, X ışınlarından korunmak için kullanılan kurşun gömlekler yerine yeni bir kompozit materyal olarak gelecekte medikal ve diğer amaçlar için geliştirilmiştir. Geliştirilen bu kompozit materyal kurşun elementinden çok daha hafif ve biyouyumlu olma özelliklerine sahiptir. Bu bağlamda sağlık çalışanları ve cerrahlar, geliştirilen bu kompozit materyalden yapılan gömlekleri güvenli ve çok daha rahat bir şekilde kullanabileceklerdir.

Anahtar Kelimeler: Radyasyondan korunma, X ışını kalkanı, kompozit malzeme

THE DEVELOPMENT OF NEW COMPOSITE MATERIAL ON X-RAY PROTECTION

ABSTRACT

Recently variety of methods and composite materials have been used for protection from X-ray in area of medical science or others. In order to get protection from X-ray, generally lead materials are used. In this study, we aimed that improvement of new materials for X-ray protection.

In these study, tests were performed in two different phases. In first phase, all materials in powder form were combined in variety ways in sheet formed. In second phase materials were formed in liquid composite and covered on surface of textile material. Elements used in this study were strontium, magnesium, chitin, chitosan, boron, barium, fluorine and bone meal. Also component groups made from variety of combination of these elements. X-ray was applied to composite specimens from distance of 100 cm in values of 4mAs, 2,5mAs and 2mAs in 15,5ms and 17,6 ms and in 66kV-102kV and 150kV.

In conclusion; at first phase it's measured that group A, group B, group D and group E were provide %100 protection from X-ray in 66kV. At second phase, best protection was accomplished in first sheet in 50kV. In 60kV the best protection was provided in test when used first and second sheet together. Composite material used in this research was improved for future usage in medical area and others instead of lead apron. The improved composite material are much more light from lead apron and has biocompatible properties. Therefore surgeries and medical stuff may use aprons made from this composite material comfortably and safely.

Key Words: Radiation protection, X-ray shielding, composite material

1. GİRİŞ VE AMAC

Yaşam 3 temel kavramdan oluşmuştur: Hava - Su – Işık ve ışık türevleri (Radyasyon- X ışını).

Günümüz görüntüleme yöntemlerinin temelini oluşturan ve tıp biliminde yeni bir çağ açan X-ışınları 1895 yılında Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir (1). Tıbbi alanda tanınan olarak x-ışınlarından yararlanılmaktadır. Avantajları yanında dezavantajları da olan x ışınlarından korunmak günümüzde en büyük sorunlardan biri haline gelmiştir.

İyonlaşabilen elektromanyetik ışınları, hücrenin genetik materyali olan Deoksi-ribo Nükleik Asit (DNA) 'yı parçalayabilecek kadar enerji taşımaktadır. DNA'nın zarar görmesi ise hücreleri öldürmektedir. Bunun sonucunda doku zarar görür. DNA'da çok az bir zedelenme, kansere yol açabilecek kalıcı değişikliklere sebep olur(2).

Tıbbi alanda x-ışınlarından korunmada kurşun elementinden yapılmış kurşun önlükler kullanılır. Ama bu kurşun önlüklerin bazı dezavantajları vardır. Kurşun elementi ağır olduğu için korunma esnasında vücut üzerinde taşınması güçtür. Ayrıca kurşun doğada çevreye zarar veren bir elementtir.

Sağlık çalışanlarının iyonize radyasyona maruz kalma riskinin bilincinin artması uygulamalarda sayısız değişikliklere yol açmıştır (3.4.5.6.7.8).

Radyolojik korunmada çalışanlar için uluslararası komite tarafından önerilen güvenli dozaj limiti dikkate alınmaktadır(8,9).

Ortopedi cerrahları, ürologistler, kardiyologlar ve radyologlar radyasyona maruz kalma sınıflandırılmasındadır(8,10).Görevleri icabı radyasyona maruz kalan personellerin yıllık etkilendikleri doz limiti 20mSv dir (11,12). (1R=1000mR=10mSv)

Sağlık personelleri arasında radyasyona en çok maruz kalanlar nükleer tıp teknoloji uzmanlarıdır(12).X ışını kullanıldığında hem hasta hem de floroskopiye kullanan sağlık çalışanı radyasyona maruz kalmaktadır(13.14.15.16).

İnsanlar tüm yaşamları boyunca radyasyonla iç içe olmuşlardır. Radyasyon kaynakları var olduğu müddetçe radyasyon olacak ve bundan kaçınmak mümkün olmayacaktır(17).

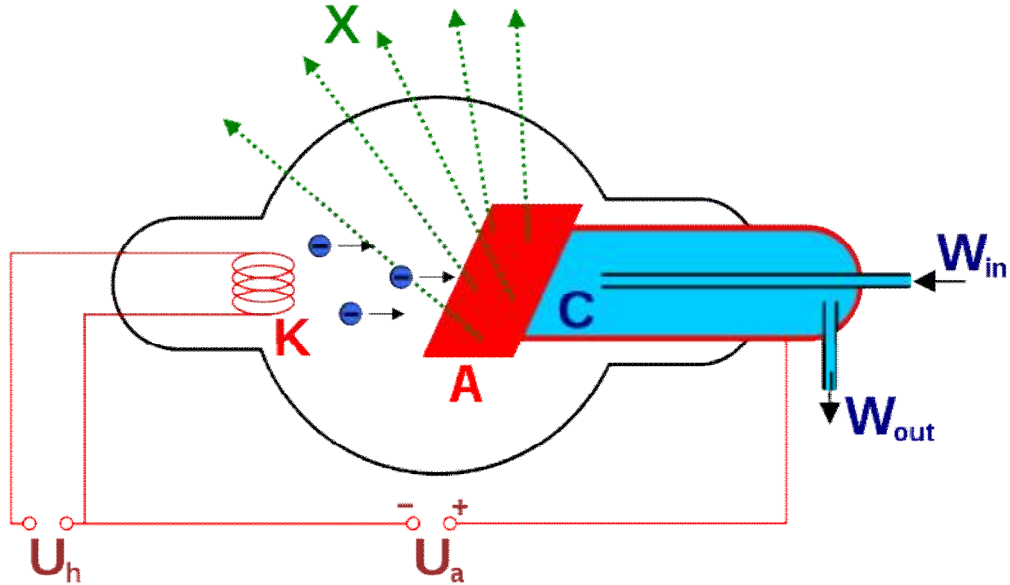
X ışınlarından korunmak için genellikle kurşun malzemeler kullanılmaktadır. Bu çalışmamızda x-ışınlarından korunmak için yeni bir malzemenin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Kemiklerimizin içinde bulunan ve kemiğin röntgende görünmesini sağlayan maddeler detaylı bir şekilde incelenmiştir. Kurşun elementine koruyuculuk açısından eşdeğer veya daha iyi özelliklere sahip elementler veya bu elementlerden oluşan bileşikler, X ışınlarından korunmada kurşun yerine kullanılabilirlikleri araştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. X-Işınlarnın Bulunuşu ve Tarihçesi:

X-ışınlarını 1895 yılında Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen keşfetmiştir. W. C. Röntgen 1845 yılında Almanya'nın Köln şehri yakınlarındaki Remscheid'te doğmuştur. Yirmi yaşında Zürih'teki Eidgenössische Teknik Yüksek Okulu'na kabul edilmiş, burada termodinamiğin babası sayılan Clausius ve Prof. Kundt'un fizik derslerine katılmıştır. 1868 yılında bu okuldan Makine Mühendisliği diploması alan Röntgen, 1874'te Strasbourg Kalsar Wilhelm Üniversitesi'ne geçerek Doçent, 1879'da ise Glessen Hessian Üniversitesi'ne atanarak Fizik Profesörü olmuştur. (1).

1888 yılında Würzburg Üniversitesi'ne geçen Röntgen, X-ışınlarını 8 Kasım 1895'te bu Üniversitede çalışırken bulmuştur. O tarihte Röntgen; bir Crooks tüpünü indüksiyon bobinine bağlayarak, tüpten yüksek gerilimli elektrik akımı geçirdiğinde, tüpten oldukça uzakta durmakta olan cam bir kavanoz içindeki baryumlu platinsiyandır kristallerinde bir takım pırıltıların oluştuğunu gözlemiş; bu tür pırıltılara neden olan ışınlara, o ana kadar bilinmemesinden dolayı "Xışınları" adını vermiştir.(1).

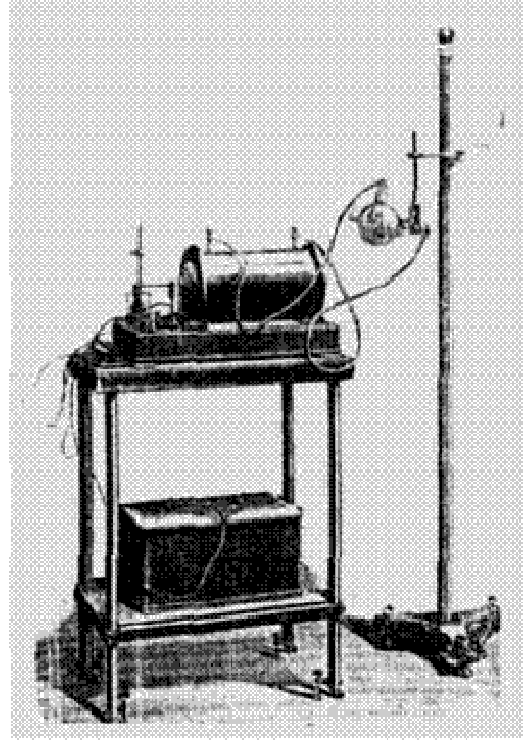
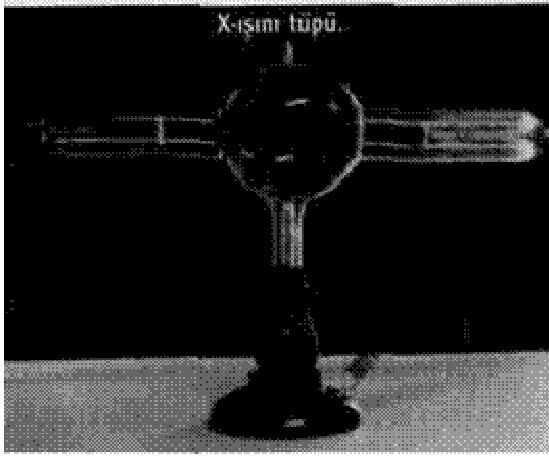


Şekil1: x ışını saçılması şematik gösterimi

(<http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Roentgen-Roehre.svg&filetimestamp=20081223015047>)

Şekil 1 de görülen X ışının saçılması olayı şematik gösterimi ; K:katot , A:anot, W_{in} : su girişi , W_{out} : su çıkışı , C: su soğutucu, U_h :katot ısıtıcı voltaj, U_a : anot voltaj 'dır.

Tüpten yüksek gerilimli akım geçirildiğinde karşısındaki ekranda parıldamalar oluşturan ışınların değişik cisimleri, farklı derecelerde geçebildiği, kurşun plaklar tarafından ise tutulduğunu gözleyen Röntgen, eliyle tuttuğu kurşun levhaların ekrandaki gölgesini incelerken kendi parmak kemiklerinin gölgelerini de fark etti. Bu olay üzerine, içinde fotoğraf plağı bulunan bir kasetin üzerine karısının elini yerleştirerek parmak kemiklerinin ve yüzüğünün görüntüsünü elde etmiştir. Elde edilen ilk röntgen filmi ve ilk x-ray cihazı şekil 2 de gösterilmiştir.





- 1896 Yılında kullanılan İlk Röntgen cihazlarından biri (Sağ üstte).
- X - Işını Tüpü (Sol üstte).
- İlk Görüntüleme Örneği (Sol altta).

Şekil 2: ilk röntgen cihazı, X-ışını tüpü ve ilk röntgen görüntüsü

Röntgen, tespitlerini ve bu yöntemle elde ettiği görüntüleri ilk olarak 28 Aralık 1895'te Würzburg Fiziksel Tıp Demeği'nde sunmuş, bu buluşla birlikte aynı yıl içinde günümüzdekilerle kıyaslanamayacak ölçüde basit ilk röntgen cihazları imal edilmeye başlanmıştır(1).

Hago ile Wind 1899'da bir X-ışını demetini dar bir yarıktan geçirmişler, böylece bir kırınım deseni elde etmeyi başarmışlardır fakat gözlenen desen oldukça küçük olduğu için kabul görmemiştir. X-ışınlarının dalgalı yapıda oldukları 1912'de Laue'nin kristallerdeki kırınım deneyleri ile ortaya konulmuştur. Barkla deneyi ile Xışınlarının polarize edilebilmesi, bunların ışık ışınları gibi enine dalgalar olduğunu ortaya koymuştur. Barkla yaptığı bu deneylerde, katı cisimlerden büyük açı altında saçılan X-ışınlarının iki farklı dalga boyu taşıdığını gözlemlemiştir. Bu dalga boylarından ilki, gelen elektromanyetik dalganın frekansı ile aynı diğeri farklıdır.

Klasik elektromanyetik dalgalar teorisi ile bu ilk dalga boyu açıklanabilmektedir: Gelen elektromanyetik dalganın elektrik alanı, atomlara bağlı elektronları kendi frekansı ile sürer. Salınım hareketi yapan bu elektronlar, her doğrultu boyunca aynı frekansta elektromanyetik dalgalar yayımlarlar. Bu yayımlanan elektromanyetik dalgalar gelen elektromanyetik dalgalar ile aynı frekanslıdır. Bu süreçte elektronlar atomlardan sökülmez, atomun durumu geçici olarak bozular. Böyle bir saçılmayı atomlara sıkıca bağlı elektronlar gerçekleştirir. Barkla'nın deneyinde gözlenen diğere dalga boyulu saçılan elektromanyetik dalgalar ise ancak Compton' un hipotezi ile açıklanabilmiştir.

İSİM	SEMBOL	ULUSLARARASI KODU	GÖRÜNTÜ
Radyasyon İşareti		U+2622	

Tablo 1: Radyasyon sembolü ve uluslararası kodu
(http://tr.wikipedia.org/wiki/Tehlike_sembolleri)

Radyasyonun kullanıldığı alanlarda ve herhangi bir radyasyon tehlikesi taşıyan bölgelerde bu uyarı tabelaları olmak zorundadır. Bu sembol, insanları tehlikeye karşı uyararak amacıyla kullanılmaktadır. Semboller nasıl bir tehlike olduğu hakkında bilgi verir. Bu sembol ve sembolün uluslararası kodu tablo 1 de gösterilmiştir.

1901 yılında ilk kez verilmeye başlanan Nobel Fizik Ödülüne de layık görülen W. C. Röntgen 1923 yılında 78 yaşındayken ölmüştür. Röntgen'in X-ışınlarını keşfi, bilim çevresinde çok büyük yankılar uyandırırken yeni gelişmelere de önderlik etmiştir. Bu buluştan çok kısa bir zaman sonra H. Antonie Becquerel X-ışınları üzerinde çalışırken uranyumun radyoaktifliğini; Curie'ler ise radyum elementini keşfederek "Radyoloji" adında yeni bir bilimin doğuşunu gerçekleştirmişlerdir(1).

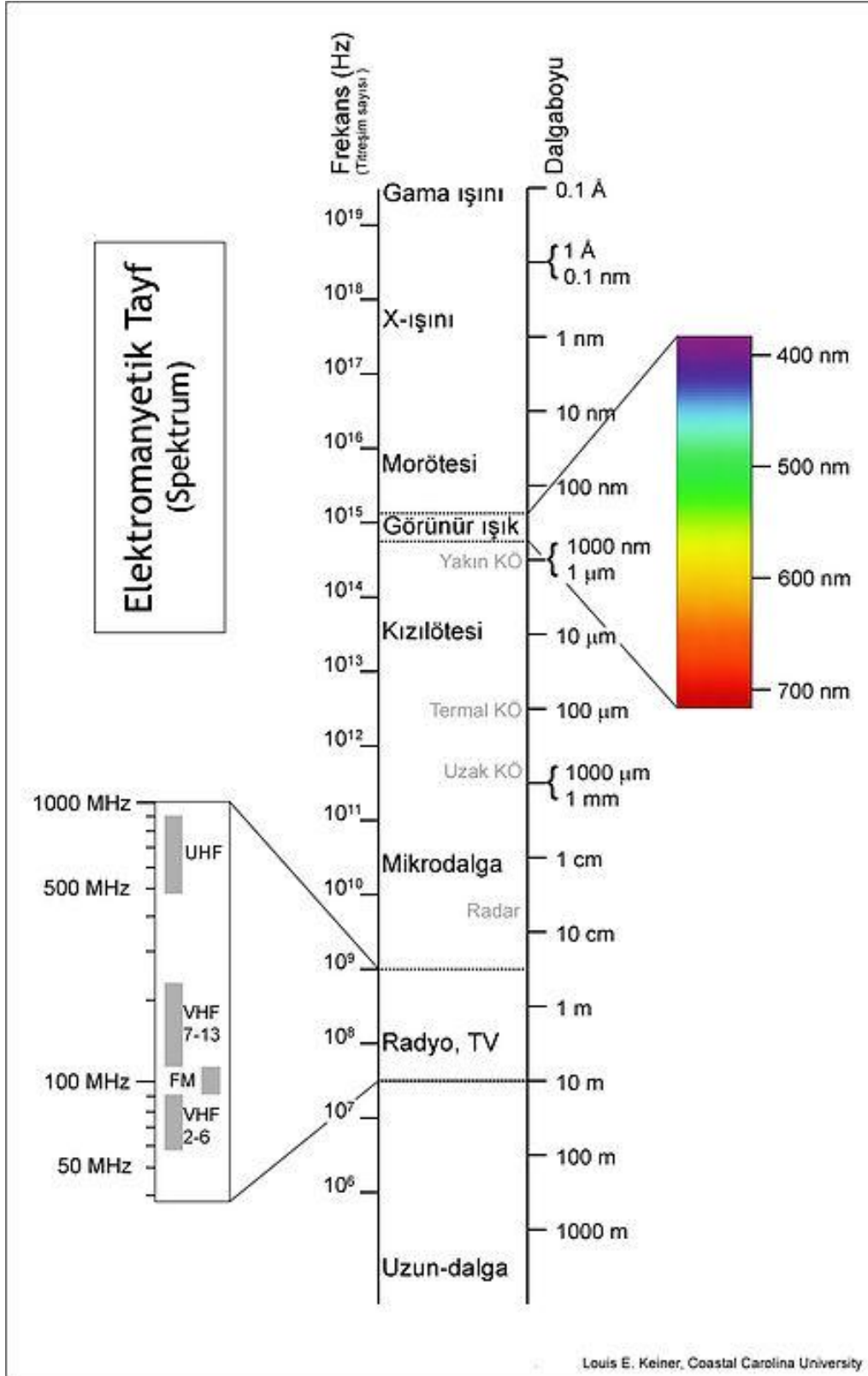
2.2. X-Işınları ve Özellikleri

X-ışınları yüksek enerjili elektronların yavaşlatılması veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleri ile meydana gelen dalga boyları 0,1-100 Å arasında değişen elektromanyetik dalgalardır. Dalga boyları küçük, girginlik dereceleri fazla olan X-ışınına "sert X-ışını", dalga boyları büyük, girginlik dereceleri az olan X-ışınına "yumuşak X-ışını" denir. Kristalografide 0,5-2,5 Å (yumuşak), radyolojide 0,5-1 Å (sert) dalga boylarındaki X-ışınları kullanılır. X-ışınlarının frekansı görünür ışığın frekansından ortalama 1000 defa daha büyüktür ve X-ışını fotonu (parçacığı) görülen ışığın fotonundan daha yüksek enerjiye sahiptir. Şu halde bu ışınları belirleyen iki özellik kısa dalga boyu ve yüksek enerjiye sahip olmalarıdır. X-ışınları hem dalga hem tanecik özelliği gösterirler. Dolayısıyla çift karakterlidirler. Fotoelektrik soğurulma, Compton saçılması (inkoherent saçılma), gaz iyonizasyonu ve sintilasyon tanecik özellikleri; hız, polarizasyon ve Rayleigh saçılması (koherent saçılma) dalga özellikleridir. Tanecik karakteri gösteren elektromagnetik radyasyona foton denir(1).

X ışınlarının genel özellikleri, madde etkileşmesi sonucu maddeden çıkan tanecik gösterimi, X ışınının yapabileceği fiziksel olaylar, X ışını soğurmasının kalıcı sonuçları tablo 2 de gösterilmiştir.

Genel Özellikler	Etkileşme sonucu maddeden çıkan tanecik
<input type="checkbox"/> Sürekli spektrum verir. <input type="checkbox"/> Çizgi spektrum verir. <input type="checkbox"/> Işık hızı ile yayılır. <input type="checkbox"/> Doğrular halinde yayılır. <input type="checkbox"/> Elektrik ve magnetik alandan etkilenmezler.	<input type="checkbox"/> İyon <input type="checkbox"/> Fotoelektron <input type="checkbox"/> Auger elektronu <input type="checkbox"/> Geri tepme elektronu <input type="checkbox"/> Elektron pozitron çifti
Yapabileceği fiziksel olaylar	X-ışını soğurmasının kalıcı sonuçları
<input type="checkbox"/> Transmisyon <input type="checkbox"/> Kırılma <input type="checkbox"/> Yansıma <input type="checkbox"/> Polarizasyon <input type="checkbox"/> Koherent saçılma <input type="checkbox"/> İnkohherent saçılma <input type="checkbox"/> Fotoelektrik olay	<input type="checkbox"/> Radyasyon tahribatı <input type="checkbox"/> Sıcaklık artması <input type="checkbox"/> Fotoelektrik iyonizasyon <input type="checkbox"/> Genetik değişme <input type="checkbox"/> Hücrenin ölümü

Tablo 2: X-ışınlarının Genel Özellikleri ve Madde Etkileşmesi (1)



Şekil:3 Elektromanyetik Spektrum (EMS)
http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektromanyetik_tayf

Elektromanyetik spektrum ve bazı ışınlam (radyasyon) türlerinin tayf üzerindeki yaklaşık yerlerini gösterir ilüstrasyon. Şekil 3 de elektromanyetik spektrum gösterilmiştir. İnsan gözünün algılayabildiği tek radyasyon tipi olan görünür ışık elektromanyetik tayfta çok ince bir aralık bandında bulunmaktadır.

2.3. X-Işınlarnın Oluşumu

X-ışınları, doğal X-ışınları ve yapay X-ışınları olmak üzere iki şekilde meydana gelir;

2.3.1. Doğal X-Işınları:

Atom çekirdeği tarafından K enerji kabuğundan elektron yakalanması, alfa bozunumu, iç dönüşüm ve beta bozunumu olaylarıyla meydana gelir. Bir atoma dışarıdan gelen veya gönderilen yüksek enerjili elektronlar o atomun ilk halkalarından elektronlar koparırlar. Atomdan kopan bu elektronun yerine daha yüksek seviyelerden (üst halkalardan) elektronlar atlayarak kopan elektronun yerindeki boşluğu doldururlar. Bu sırada ortaya çıkan enerji fazlalığı X-ışını şeklinde dışarı salınır. Çekirdek içerisinde bulunan protonlardan bir tanesi hareketi esnasında atomun ilk halkalarındaki elektronu yakalar ve nütürleşir. Yakalanan bu elektronun halkasındaki boşalan yere diğer bir halkadan bir elektron atlamasıyla X-ışını meydana gelebilir(1).

2.3.2. Yapay X-Işınları:

Maddenin; elektron, proton, parçacıkları veya iyonlar gibi hızlandırılmış parçacıklarla etkileşmesinden ya da X-ışını tüpünden veya başka bir uygun radyoaktif kaynağından çıkan fotonlarla etkileşmesinden meydana gelir. Maddenin, fotonlarla etkileşmesinden karakteristik (çizgi) X-ışınları, yüklü parçacıklarla etkileşmesinden hem karakteristik hem de sürekli X-ışınları elde edilir.

2.4. X-Işınlarnın Fizyolojik Etkisi

Yüksek enerjili her ışın gibi X-ışınları da dokular için zararlıdır. Çok yüksek frekansa sahip olan X-ışınları kimyasal bağları kırabilecek enerjiye sahiptir. Bu bağların kırılması sonucu iyonlaşma oluşur. İyonlaşabilen elektromanyetik ışınlarnı, hücrenin genetik materyali olan DNA'yı parçalayabilecek kadar enerji taşımaktadır. DNA'nın zarar görmesi ise hücreleri öldürmektedir. Bunun sonucunda doku zarar görür. DNA'da çok az bir zedelenme, kansere yol açabilecek kalıcı değişikliklere sebep olabilir. Hücre için en zararlı ışınlar yumuşak X-ışınlardır, zira bu ışınlar hücre tarafından soğrulur ve bu enerji kazancı hücre

içinde yaralanmalara sebep olur. Radyo kristalografide kullanılan ışınlar ve bu ışınların neden olduğu X-ışınları dokular için çok zararlı olabilirler. Radyolojide kullanılan ışınlar, sertlikleri dolayısıyla çok daha az soğrulurlar ve bu nedenle de çok daha az zararlıdır. Eller ve vücudun diğer kısımları X-ışınlarına hedef olduğundaki tehlikeli duruma yanık denir. Fakat bu güneş yanığından çok daha fazla zararlıdır. Yanıklara, X-ışınlarından çıkan ısı neden olmayıp, ısının doğurduğu yanıklardan da farklıdır. X-ışınlarına hedef olduğunda ani bir acıma duygusu da duyulmaz. İyileşmesi diğer yanıklardan çok daha yavaş olur. X-ışınları tüpünden doğrudan doğruya gelen demetin yanı sıra, saçılmış, flüoresans, uyumlu ve uyumlu olmayan ışınlar da tehlikelidirler. Modern X-ışınları cihazı, bütün bu tehlikelere karşı korunmak üzere dikkatlice tasarlanmış ve güvenlik düzenekleri ile donatılmıştır(1).

2.5. X-Ray Cihazları

X-Ray cihazları, nesnelerin sabit bir X-ışını kaynağından geçirilerek içeriği hakkında bilgi veren cihazlardır. X-Ray cihazlarında bir X-ışını kaynağı ve bu kaynağın karşısında ışınları algılayan bir detektör grubu bulunmaktadır. Eşyalar bu ışınların yolu üzerine konulmakta ve eşyalardan geçen ışınlar detektörler (foto diyotlar) tarafından algılanmaktadır. Foto diyot çıkış sinyallerinin uygun yükseltme ve filtreleme işlemlerinden sonra, sinyal işleme ve görüntü oluşturma teknikleri kullanılarak dilim görüntüleri oluşturulmakta, sonrasında bu dilimler birleştirilmekte, sonuç olarak oluşturulan görüntü monitör bir silüet olarak yansıtılmaktadır. (1)

X-ışınlı çanta paket kontrol sistemleri ilk kullanılmaya başladığında siyah beyaz görüntü verebilen basit cihazları ve buradan sadece malzemenin, çantanın içindekilerin fiziksel şekli hakkında bilgi alınabilmekteydi. Daha sonra 90'lı yılların başlarında sadece fiziksel şeklin ne olduğunun bilinmesi pek yeterli olmamaya başladı. Üreticiler bir adım daha ileriye giderek çanta paket içerisindeki nesnelerin kimyasal yapısı hakkında da bilgi verebilecek yani onların organik ya da inorganik maddeler olup olmadıklarının belirlenebileceği teknikler üzerinde çalışıp kullanıcılara bu bilgileri verebilecek multi enerjili sistemler geliştirdiler. Bu sistem, oluşturulan görüntü üzerinde operatörlerin madde tanımlamasını kolaylaştırıcı bazı uygulamaları içermektedir. Bu tanımlamada malzemelere renk kodlaması uygulanmakta, örneğin titanyum, krom, demir, çelik, kalay, kurşun, bakır, gümüş, altın gibi atom numarası 18'den büyük olan ağır elementler (inorganik maddeler) mavi renklendirme ile alüminyum gibi atom numarası 10 ile 18 arasında olan orta ağırlıktaki

elementler (karışık grup) yeşil renklendirme ile, atom numaraları 10'un altında olan hidrojen, karbon, nitrojen, oksijen, nitrogliserin, akril, kağıt, tekstil ürünleri, tahta ve su gibi organik maddeler turuncu ile görünmektedir. 1990'lı yılların ikinci çeyreğinden sonra ise bu cihazlarda daha büyük gelişmeler yaşanmaya başlandı ve 3. çeyrekte artık operatörlere çantaların şüpheli olup olmadığı hakkında karar vermesinde yardımcı olmaya çalışan ve görüntüler üzerine şüpheli olabilecek bölgelere işaretler atan sistemler geliştirilmeye başlandı.(1)

2.5.1. Röntgen

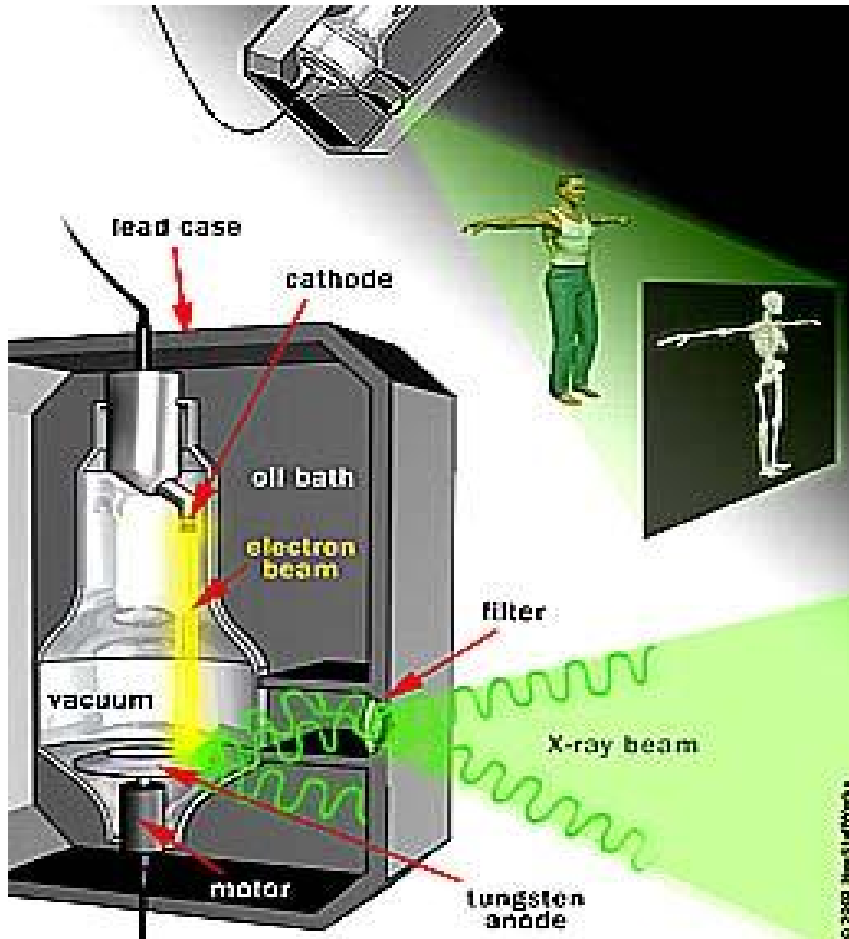
Röntgen, radyolojik tanı yöntemlerinin en eskisidir. X-ışınlarının diyagnostik radyolojide kullanılmalarını sağlayan temel özellik, dokuyu geçebilme yetenekleridir. Flouresans ve fotografik özellikleri ise görüntünün elde edilmesini sağlar. İnsan vücudunun değişik atom ağırlığında ve değişik kalınlık ve yoğunlukta dokulardan yapıldığından, x-ışınının absorpsiyonu da farklı olacaktır. Şekil 4 de modern bir röntgen cihazı gösterilmiştir. Farklı absorpsiyon ve girginlik sonucu, röntgen filmi (röntgenogram) üzerine değişik oranlarda düşen xışınları geçtikleri vücut parçasının bir görüntüsünü oluştururlar. Bu görüntü, siyahtan (film üzerine düşen ışın fazla) beyaza (film üzerine düşen ışın az) kadar değişen gri tonlardan oluşur.



Şekil:4 Modern röntgen cihazı görüntüsü

(<http://whs.wsd.wednet.edu/faculty/busse/mathhomepage/busseclasses/radiationphysics/lecturenotes/chapter5/graphics/xraymachine2.jpg>)

Röntgenogramlarda Görüntü Oluşumu: Vücudu geçen x-ışınları, üzerine gümüş bromür (AgBr) emülsiyonu sürülmüş plastik bir yapraktan ibaret olan röntgen filmi üzerine, ya doğrudan ya da Flouresans özellikteki bir levha aracılığıyla, ultraviole ışığı şeklinde düşürülür. Görülebilir ışığın fotoğraf plağında yaptığı değişiklikten farksız olan etki, x-ışını veya ultraviole ışığı alan AgBr moleküllerindeki bağların gevşemesidir. Böyle bir film bazı kimyasal solüsyonlarla karşılaştırılırsa, etkilenen moleküllerdeki gümüş ve brom birbirlerinden kolayca ayrılır. Tek kalan gümüş oksitlenerek röntgenogramlar üzerindeki siyah kesimleri oluşturur. Işın düşmemiş bölgelerdeki gümüş bromür molekülleri ise film üzerinden alınır ve beyaz olan plastik baz ortaya çıkar. Bu işleme “film processing” (film banyosu) adı verilir. Röntgen filmi üzerine düşen görüntüsü şekil 5 te gösterilmiştir. Yani kısaca röntgenogramlardaki görüntü, okside olmuş gümüş tarafından oluşturulmaktadır.



Şekil:5 Röntgen filmi üzerine düşen görüntünün şematik gösterimi
(<http://www.fas.org/irp/imint/docs/rst/Intro/x-ray-diagram.jpg>)

Gümüş bromür görüntülerinin elde edildiği bu yöntem konvansiyonel röntgen, vücudu geçen x-ışınlarının dedektörlerle ölçülerek görüntünün bilgisayar aracılığı ile katot tüpünde oluşturulduğu yöntem ise dijital röntgen adı verilir.(1)

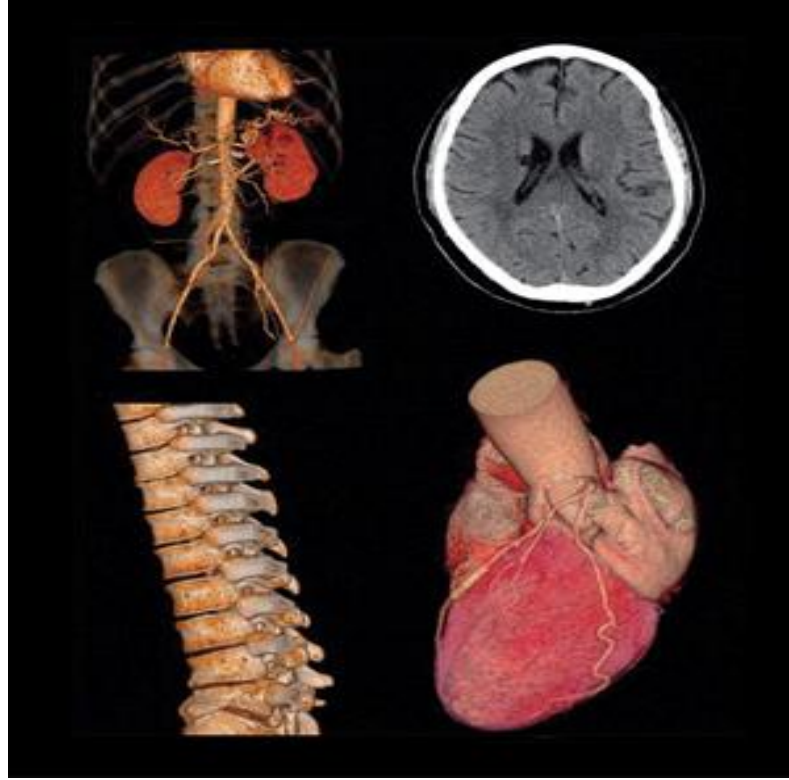
2.5.2. Bilgisayarlı Tomografi



Şekil:6 Modern bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı

(<http://www.medimagingsales.com/staticfiles/customcms/files/94/siemens-somatom-definition-as-ct.jpg>)

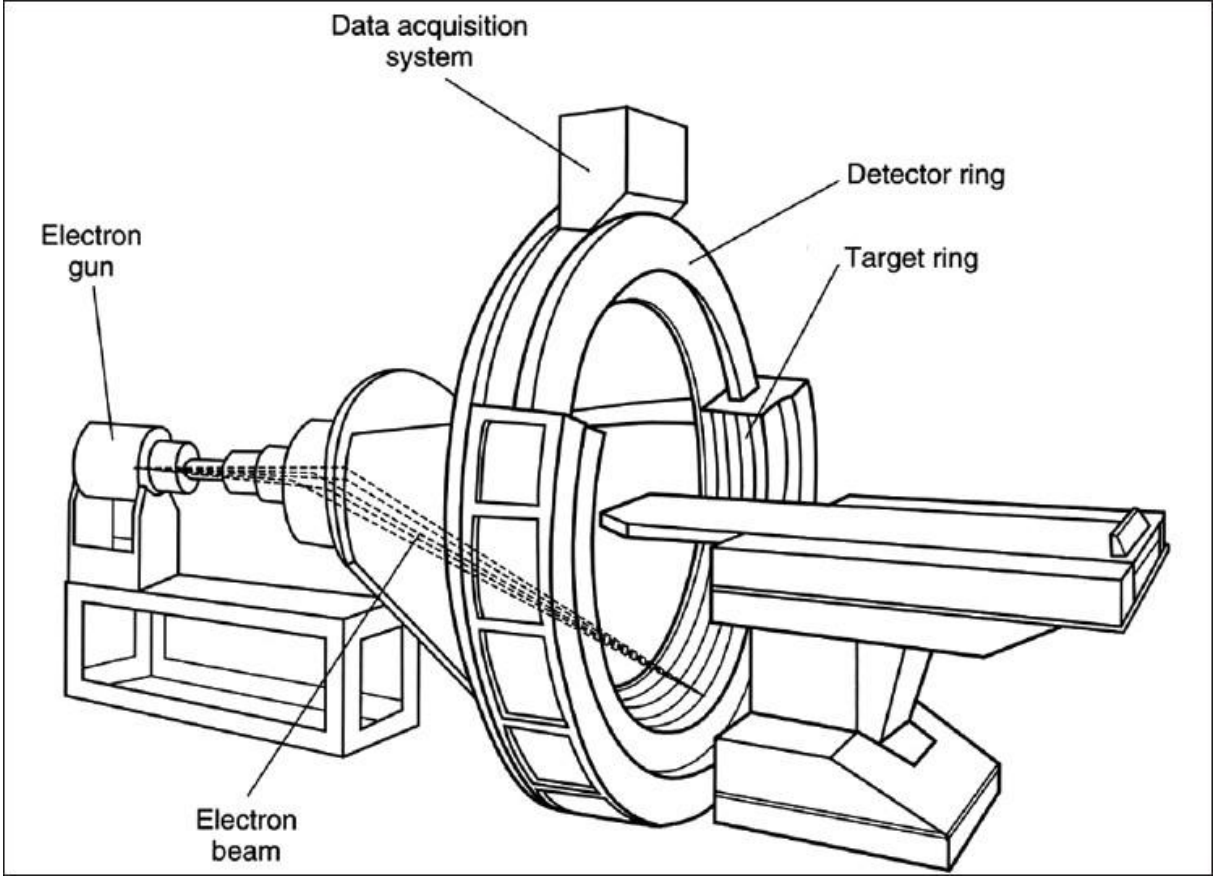
Bu cihaz X-ışın cihazlarının en gelişmişidir. Bu cihaz ile hekimler MR cihazında olduğu gibi vücudun belli bir bölgesinin kesit görüntüsünü çıkarabilme yeteneğine sahip olmuşlardır.



Şekil:7 Bilgisayarlı Tomografi cihazından çekilmiş bazı kesitler
(<http://www.camc.org/images/Sites/Imaging/LowDoseRadiation02.jpg>)

Cihaz diğer röntgen cihazları gibi bir X-ışını tüpüne sahiptir. Ancak bu cihazın sabit bir tüp yapısı yerine, hareketli bir gantry üzerine monte edilmiş bir tüp yapısı vardır. Bu gantry sürekli ve belirli bir hızda dönerek şüpheli vücut bölgesinin üzerini taramış olur. Bu tarama; X-ışını dedektörüne gelen veriler doğrultusunda görüntü işleme bilgisayarlarıyla BT görüntüleri oluşturur. Şekil 6 da günümüzde kullanılmakta olan bir bilgisayarlı tomografi cihazı gösterilmiştir. Oluşturulan bu görüntü MR görüntülerine oldukça benzemektedir. Şekil 7 de bilgisayarlı tomografi cihazından çekilmiş bazı kesitler gösterilmektedir.

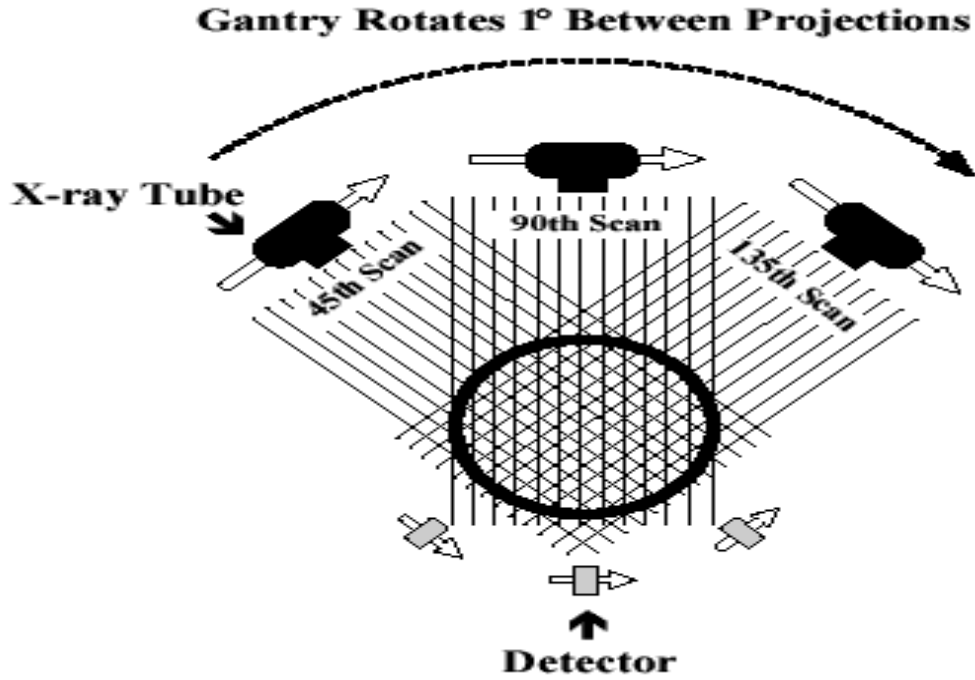
BT cihazının etkili olduğu dokuları ve vücut bölgelerini incelediğimizde daha çok yapısı ve çalışma prensibi itibariyle kemikli dokuların incelenmesinde, yumuşak dokularınkine oranla daha başarılıdır. Şekil 8 de bilgisayarlı tomografi cihazının çalışma mekanizmasının şematik gösterimi gösterilmiştir.



Şekil:8 Bilgisayarlı Tomografi cihazının çalışma mekanizmasının şematik görünümü verilmektedir

(http://www.jisponline.com/articles/2011/15/1/images/JIndianSocPeriodontol_2011_15_1_11_82256_u7.jpg)

Şekil 9 da ise bilgisayarlı tomografi cihazının ışın gönderim anının şematizesi gösterilmektedir. X-ray tüplerinin farklı açılarda hedefe ışın saçması gösterilmektedir.



Şekil:9 Bilgisayarlı Tomografi cihazının ışın gönderim anının şematik gösterimi
(http://miac.unibas.ch/BIA/06-Xray-media/figs/1st_generation_CT.png)

2.6. X-ışınlarının Kullanım Alanları

X-ışınları Röntgen tarafından keşfedilmesinden bugüne, çok kısa dalga boyları ve yüksek enerjileri ile günlük hayat içinde çok önemli ve yaygın kullanım alanları bulmuştur. Bunlardan en önemli birkaçını şöyle sıralanabilir: (i) X-ışınları, tıpta teşhis ve tedavi aracı olarak büyük öneme sahiptir. Radyoskopi ve radyografi için genellikle 500 - 200 kV luk hızlandırıcı gerilimlerle çalışan X-ışınları tüpünden elde edilen kısa dalga boylu sert ışıklardan yararlanır. Günümüzde, çeşitli tanecik hızlandırıcıları yardımı ile hızlandırılan çok yüksek enerjili elektronların frenlenmeleri sonucu, giderek çok daha kısa dalga boylu (yüksek frekanslı), dolayısıyla sert Xışınlarının elde edilmeleri mümkün olmakta ve bunlar kanser tedavisinde ve bazı operasyonlarda kullanılmaktadır. (ii) X-ışınları; maddenin yapısı, örneğin kristal düzeni, karmaşık organik maddelerin molekül yapılarının aydınlatılmasında, günümüzde sık başvurulan bir araştırma aracıdır. (iii) Teknikte malzeme kontrolünde, sözgelimi ele alınan bir örneğin içinde yabancı bir madde, hava boşluğu ya da bir yapım hatası bulunup bulunmadığını anlamak için, X-ışınları radyografisinden yararlanır. (iv i) Kimyada bir örnek içinde bulunan eser miktardaki yabancı maddenin analizi, fizikte yeni elementlerin keşfedilmesi ve özelliklerinin incelenmesinde, araştırma aracı olarak X

ışınlarının önemi büyüktür. Nadir toprak elementleri ve uran ötesi elementlerin özellikleri bu yolla saptanabilmektedir.

Günümüzde nükleer görüntüleme tıpta ve endüstride çok geniş bir kullanım alanına sahiptir. Endüstrideki kullanım alanları tıp alanındaki kadar geniş ve çeşitli olmasa da özellikle reaktör çalışmalarında ve tahribatsız muayene olarak bilinen cisimlerin içsel kesit görüntülerinin oluşturulmasında kullanılmaktadır.

2.6.1. X-Işınlarının Tıpta Kullanılması

Tıp alanında 1895'te X-ışınlarının keşfi ile başlayan radyografi, gelişerek günümüze kadar gelmiş bilgisayarlı tomografi (BT) adını almıştır. Klasik radyografide, X-ışınlarının değişik ortamlarda, farklı soğurulma özelliğinden yararlanır. X-ışını doku içinden geçerken ortamın fiziksel yoğunlukları, atomik yapıları, X-ışını enerjisi ve kat ettiği yola bağlı olarak soğurulur ve saçılmaya uğrar(1).

Vücudu geçen X-ışınları, X-ışınlarına duyarlı bir film üzerine düşürülmeleri halinde bir görüntü oluştururlar. Film üzerine düşen şiddet değerleri, farklı soğurma katsayısına sahip bölgelerden geçerek geldiği için değişik tonda görüntü oluştururlar. Fakat klasik radyografinin en büyük dezavantajı, birbirlerine çok yakın kütle soğurma katsayılarına sahip iki bölgenin hemen hemen aynı kontrastı vermesi veya birbirinden çok farklı kütle soğurma katsayılarına sahip iki bölgeden büyük katsayıya sahip olanın diğerini gölgelemesi sonucunda iki bölgenin birbirinden ayırt edilememesinin söz konusu olmasıdır. Bu yüzden filme dayalı radyografinin sakıncalarını gidermek amacıyla yapılan çalışmalar sonucunda 1970'li yıllarda bilgisayarlı radyografi geliştirilmiştir. Daha sonraki yıllarda yapılan çalışmalar sonucunda transmisyon radyografisinin günümüzde en yoğun kullanılan şekillerinden bir tanesi olan fluoroskopi sistemleri ortaya çıkmıştır. Bu sistemlerde film yerine CsI tipi dedektörler kullanılmaktadır. Bu dedektörler temelinde bir sintilasyon dedektörüdür. Dedektörde, gelen radyasyonun şiddetiyle orantılı oluşan parıldama, bir kamera sistemiyle dijitalize edilerek görüntü oluşturulmaktadır. Günümüzdeki çalışmalar ise bu tip dedektörler yerine yarı iletken dedektörler kullanarak görüntü oluşturma amacı taşımaktadır. Bu çalışma, fluoroskopide, CsI dedektörleri yerine CdTe yarıiletken dedektörler kullanılması üzerinedir(1).

2.7. Radyolojide Güvenlik

Hasta güvenliğinin ilk aşaması eğitim ve vicdandır. Ancak bu ikisi kişisel tercih niteliğindedir. Bireyin ve toplumun ışınlanması kamuyu ilgilendirdiğinden nitelikli yasal düzenlemelere de ihtiyaç vardır. Radyasyon güvenliği için yürürlükte olan yönetmelik mevcuttur. (**Radyasyon güvenliği yönetmeliği (Resmi Gazete Tarihi: 24.03.2000- No: 23999)**)

Şekil 10 da görüldüğü üzere çocuğun radyasyondan korunmasına yönelik hiçbir önlem alınmadığı gibi tüm vücut demet alanı içinde tutularak yüksek radyasyona maruz bırakılmıştır. (18)



Şekil: 10 Önlem alınmadan çekilen röntgen filmi (18)

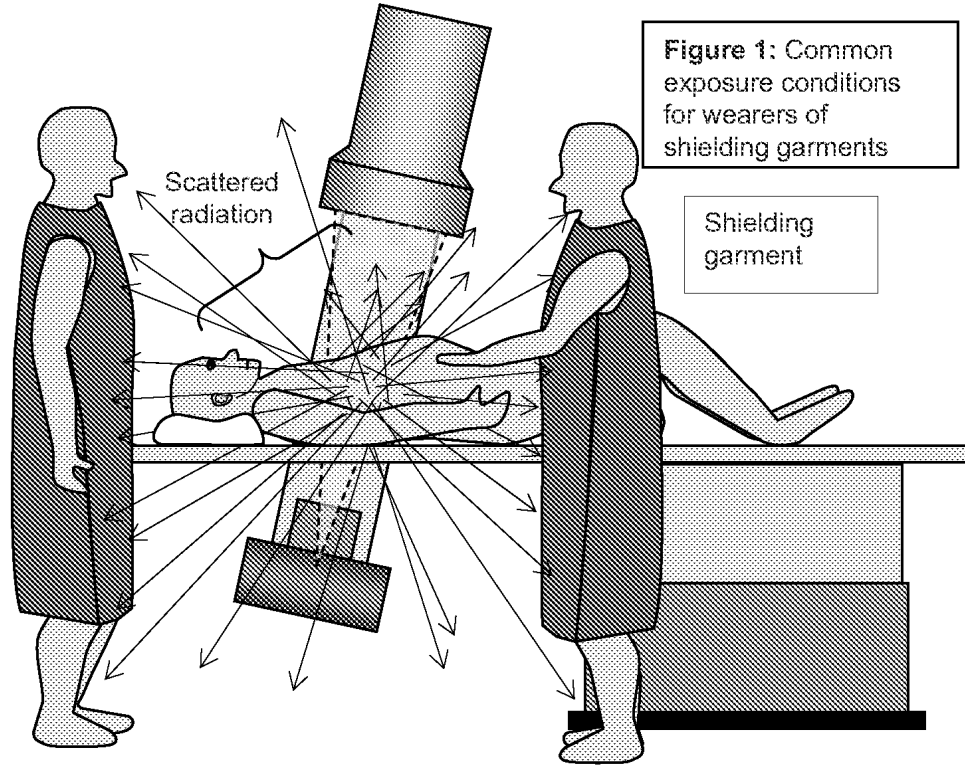
2.7.1. Radyolojide Personel Güvenliği

Radyasyon çalışanlarının maruz kaldığı radyasyon dozunun doğru ve inandırıcı yöntemleriyle ölçülmesi kritik öneme sahiptir. Maruz kalınan radyasyon dozunun olduğundan düşük ifadesi güvenlikteki ihmallerin temel nedenidir. Yaygın bir tanımlama olan "radyasyon mesafeyle azalır" ifadesinin yanlışlığının ya da yetersizliğinin altını çizmekte yarar vardır. Dar ve kısa alanlarda radyasyonun total miktarı mesafe ile azalmaz, birim alandaki yoğunluğu azalır ama etki ettiği birim alan artar. 100 cm'de sadece batin bölgesi radyasyona maruz kalırsa 300 cm'de tüm beden radyasyona maruz kalır ama birim alandaki doz düşer. Tüm alanlara gelen dozu toplarsak yaklaşık değerlerle 100 cm'deki dozu buluruz. (18) X ışınlarından korunmak için geliştirilmiş yöntemler veya cihazlar için alınmış patentler mevcuttur. Bu patentlerin piyasada uygulamaları bulunmaktadır.

2.8. X ışınından korunma amaçlı geliştirilen patentler;

Patent1: A multi-layer light-weight garment material with low radiation buildup providing scattered-radiation shielding

Bu çalışmada x ışınından korunmak için yapılan giyside kullanılan elementlerin atom numaraları 55 ve 58 arasındadır. Gadolinyum, baryum, sezyum, tin, indiyum, tektiyum, molibdenum ve niobiyum elementleri kullanılmıştır. Bu elementlerden oluşan koruyucu giysi, radyasyondan korunmada %90'a kadar koruyuculuk sağlıyor. Şekil 11'de gösterildiği gibi x ışınlarından korunmak için yapılan koruyucu giysi gösterilmektedir. Bu giysi 3 ya da 4 katmanlı olarak tasarlanmıştır.



Şekil: 11 X ışınlarından korunmak için geliştirilen koruyucu giysi(Patent 1).

Patent 2: Laminated lead-free x-ray protection material

Bu çalışmada atom numarası yüksek Z malzemesi ve düşük Z malzemesi kullanılmıştır. Bu çalışmada; bizmut, gadolinyum, tantalum, tungsten, lantanum ve seriyum elementleri kullanılmıştır.

Patent 3: Radiation shielding sheet

Radyasyondan koruyucu bir plak geliştirilmiştir. Bu çalışmada; lantanum, seriyum, praseodimyum, neodimyum, samaryum, öropiyum ve gadolinyum elementleri kullanılmıştır. Kullanılan bu elementlerin plak üzerindeki parçacık boyutları 1-20µm dir. Kullanılan bu elementler ayrıca plak üzerinde %40-%80 oranında hacim kaplıyorlar.

Patent 4: Fluorine-free, zirconia free, x-ray absorbing silica based glass, coating oxides of lead, barium and strontium plus oxides of calcium, magneziyum, sodium, potasium, cerium, titanium, arsenic and antimony

Bu çalışmada florinsiz akış silika tabanlı bir bileşim kullanılmıştır. %4-%21 oranında metal oksit olarak Stronsiyum oksit, barium oksit, kurşun oksit ya da bunların karışımları kullanılmıştır. Florinsiz flux bileşiminde; sodyum oksit, potasyum oksit, lityum oksit kullanılmıştır. Bu florinsiz flux ağırlıkça %8-%18 oranında kullanılmıştır. Silika ise %50-%70 oranında kullanılmıştır. Ayrıca kullanılan malzemelerin lineer absorpsiyon katsayısı 28 ve 33 arasındadır. Bu çalışmada titanyum, seryum, kalsiyum ve magnezyum kullanılmıştır ve bunlar 2. bir flux ta kullanılmıştır. Bu malzemeler kimyasal stabiliteyi sağlamaktadır. Ayrıca flux (cam) 'ın saflaştırılması (daha iyi olması) için arsenik oksit ve antimoni oksit kullanılmıştır. Deney 45 kilovolt ta 0,6 angstromluk dalga boyunda ve 3-6 ya da 3-7 saniyelik zamanlarla gerçekleştirilmiştir.

Patent 5: Radiation protection material

Ağırlıkça %7-30 polimer (polar) kullanılmıştır.%0-10 oranında plastikleştirici , %70-93 oranında da inorganik bileşim(en az 2 element) kullanılmıştır. Polimer olarak etilen kopolimer kullanılmıştır. Bunlar vinil alkilat, alkil akrilat, alkil metakrilat, glisidil metakrilat, akrilik asid, metakrilat asid ve karbon monokit'tir. İnorganik bileşim olarak; aktinyum, antimoni, baryum, bizmut, buromin, kadmiyum, seryum, sezyum, altın, iyot, indiyum, iridyum, lantanum, kurşun, cıva, molibdenum, osmiyum, platinum, polonyum, renyum, rodyum,

gümüş, stronsiyum, tantalum, tellür, talyum, toryum, kalay, tungsten, urniyum, zirkonyum kullanılmıştır. Her bir element karışımında ağırlıkça en az %5 oranında kullanılmıştır.

Patent 6: Lead substitute material for radiation protection purposes

Bu çalışmada kalay(Sn), bizmut(Bi) ve tungsten(W) ya da bunların bileşikleri kullanılmıştır. Deney 60-125 kilovolt'ta yapılmıştır. Kalay %50-75, bizmut %20-35, matrix %10-20 oranlarında kullanılmıştır. 0,1 mm kalınlığında malzeme elde edilmiştir. Kalay %40-60, bizmut %15-30, tungsten %0-30 oranlarında kullanılmış ve 0,15-0,6mm kalınlığında malzeme elde edilmiştir. Kalay %50-72, bizmut %21-32 oranında kullanılınca 0,15 mm kalınlığında malzeme elde edilmiştir. Kalay %42-57, bizmut %15-30, tungsten %5-27 oranlarında kullanılınca 0,15-0,6 kalınlığında malzeme elde edilmiştir. Uluslararası standartlara göre absorpsiyon şartlarını ifade kg/m² cinsinden 60 kv de 2,93 ve 150 kv de 3,53 lük özellik göstermiştir.

Patent 7: Composite shielding material for medical x-ray protection

X ışınından koruma kalkanı için kullanılan malzemeler lantanit, tungsten, bizmut, tin, baryum ve antimoni dir. Lantanit doğadan ekstrakte edilmiştir, oksit formunda ya da bir bileşimin formülizasyonu içerisinde olabilir. Tungsten, bizmut ya da antimony; metal gücünde ve birer bileşik halinde kullanılmıştır. Taşıyıcı malzemeler olarak; doğal kavuçük ya da yapay kavuçük olabilir. Bu kavuçük plastik olduğu kadar termoplastik elastomer yapısındadır. Bu malzeme iyi korumaya sahip, rahat, hafif, zehirsiz, kirlilik taşımaması ve düşük maliyet gibi avantajlara sahiptir.

Patent 8: Preparation of rare-earth oxide natural rubber composite material for x radiation protection

Bu çalışmada X ışınında korunmada kullanılan kavuçük malzemesi ve lanthanides, scadium ve yttrium malzemelerinin kompoziti kullanılmıştır.

Patent 9: X-ray radiation protection garment

Bu çalışmada X ışınından korunmak için insan vücuduna göre giysi yapılmıştır. Bu giysi radyasyon koruyucu giysi ipliklerden oluşmuştur. Bu giysinin şekillendirilmesi aynı yapıda olan 2 iplik tabakasının birbirine dikilmesi ile yapılmıştır. Her bir kabuk ipliği; iplik tabakası, bir tutucu tabaka ve bir kurşun toz tabakasından oluşturulmuştur. 2 iplik tabakası

karşılıklı olarak bozunuyor(dispozed). İplik tabakalarının hepsi dışarıda düzenlenmiştir. Birbirinin içinden geçen çözgü ve atkı liflerinden oluşturulmuştur. Fiberler kurşun metal alaşım tellerinden ve bitki ipliklerinden oluşmuştur.

Patent 10: Radiation protection underwear

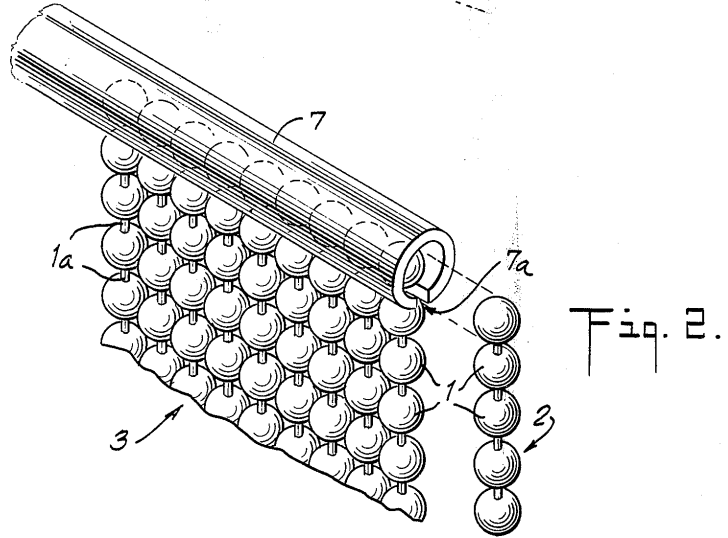
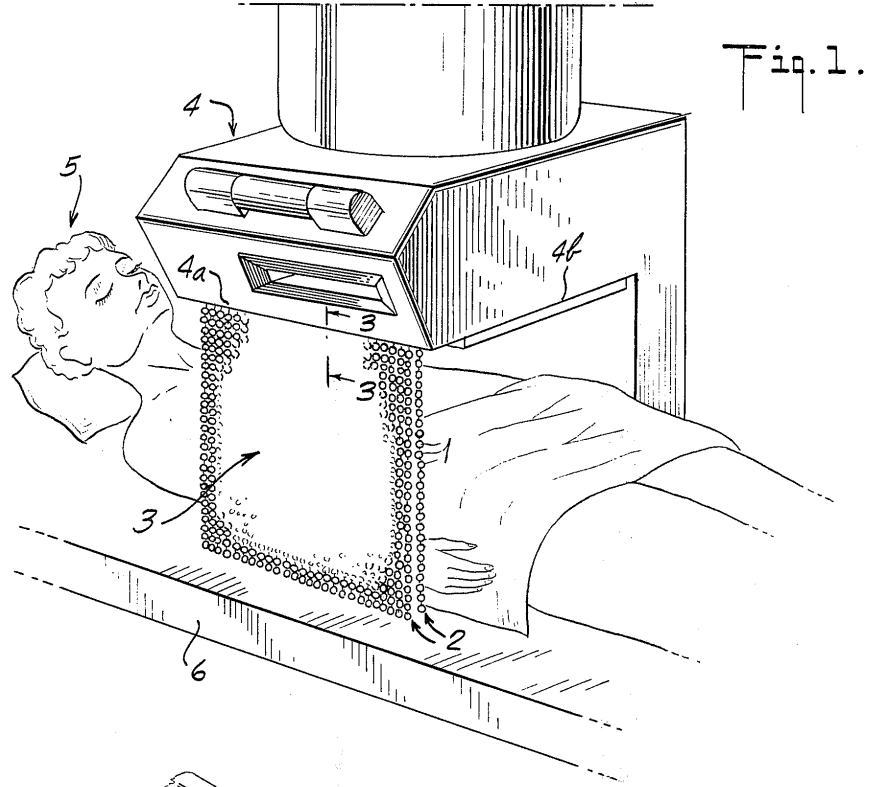
Bu faydalı model radyasyondan korunmak için iç çamaşırı(külöt) ve iç çamaşırına bağlı olan kurşun kavuçuktan oluşmuştur. Kurşun kavuçuk ön üst kısımda, ön alt kısımda ve arka tarafta konumlandırılmıştır. Radyasyondan koruyan bu iç çamaşırı kolay giyilebilen ve rahat olma avantajına sahiptir.

Patent 11: A low-weight ultra-thin flexible radiation attenuation composition

Radyasyondan korunmak için ultra ince, rahat ve hafif bir ürün geliştirilmiştir. Polimer latex (kavuçuk) bileşiminden oluşmuştur. Yüksek atomik numaralara sahip elementler veya bunların bileşiminden oluşturulabilir. Tercihen oda sıcaklığında sıvı formunda olan bir karışımdır. Total polimer ağırlığının %90'ını aşan katı yüklemelere rağmen kavuçuk bazlı formülizasyonlar düşük viskoziteye sahiptir. Bu düşük viskozite prosedür süreçlerinin izlenimine imkan verir. Sıvı döküm gibi işlem süreçlerinin kullanımına izin verir. Ph değeri 8,5 üstündedir ama tercihen 8 olarak alınmıştır. Bu çalışmaya 5µm,8µm ve 10µm boyutlarda metal dolgu eklenmiştir. Metal bileşimi kullanılıyorsa suda çözünemez olmalıdır. Metal parçacık boyutları SEM' de ölçülmüştür. Son aşamada metal döküm karışımı yapışkan bir tabakaya dökülüyor. Böylelikle bu ürün daha yüksek dayanıma sahip oluyor. Polimer kısmı vinly, polyolefin den oluşmuştur. Örgü iplikleri ise pamuk, keten, doğal ve sentetik fiberlerden oluşuyor. Örülmüş iplikler isedoğal polimer ve karbon fiberlerden oluşuyormuş. Bu buluş normal kurşunlu dökümlerden %0 daha hafiftir. Kalıp malzeme; 0,25mm- 1,78mm kalınlıklarında yapılmıştır. Bu çalışmada tin, tungsten, bizmut ve zink oksit kullanılmıştır.

Patent 12: Radiaton shielding curtain

Bu radyasyon koruma kalkanı boncuk halkalardan oluşan örgü perde şeklindedir. Şekil 12 de bu boncuk halkalardan oluşan örgü perde tasarımı gösterilmektedir. Bu perdenin malzemesi ve geometrisi 0,25mm ya da daha fazla kalınlıktaki kurşuna denk gelen kesitsel yoğunluğa sahiptir. Bu perde radyolojistlerin minimum radyasyona maruz kalması için çeşitli radyoloji cihazlarına monte edilebilir. Bu çalışmada nikel şeritler kullanılmıştır.



Şekil: 12 Radyasyondan korumak için boncuk halkalardan oluşan örgü perde gösterimi(Patent 12).

Patent 13: Article inspection apparatus with protective chambess having article-loading facility

Bu çalışmada radyasyonu azaltmak için koruyucu odaları olan bir cihaz geliştirilmiştir. Bu cihaz primer x ışınının sınırlarında minimum uzaklığa yerleştirilmiştir. Bu cihaz x ışınının yolunun arasına yerleştirilmiş 2 tünel içermektedir. Bu tüneller madde giriş ve çıkış portlarına sahiptir. Fakat bu tip bir yapı istenmez çünkü bu cihaz pahalı ve büyüktür.

3.ARAŞTIRMA GEREÇ VE YÖNTEM

Radyasyon, günümüzde olduğu gibi gelecekte de insanoğlunu tehdit edecek büyük ve tehlikeli bir sorundur. Bu tehlikenin boyutu otomatik olarak bizleri radyasyondan korunma yollarını bulma ve bu korunma yollarını geliştirmeye yöneltiyor. Bu kapsamda x ışınından korunmak için mevcut olan sistemlerin ve malzemelerin araştırılması fikri 2010 yılında Biyomekanik Anabilim Dalı'nda ortaya çıkmıştır.

3.1. Araştırmanın Tipi

Bu çalışma, radyasyon olan bölgelerde ve radyasyon cihazlarının kullanıldığı alanlarda radyasyondan korunmak için geliştirilen, deneysel bir çalışmadır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma, Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı Laboratuvarında ve Dokuz Eylül Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalında yapılmıştır. Bu çalışma araştırma planındaki adımlar uygulanarak Eylül 2011- Mayıs 2012 tarihleri arasında gerçekleştirilmiştir.

3.3 Araştırmanın evreni ve örnekleme

Bu araştırma insanı ilgilendiren ancak materyal üzerinde yapılan bir çalışmadır. Radyasyondan korunmada kullanılan mevcut sistem ve malzemelerin geliştirilmesine yönelik bir çalışmadır. Bu çalışmada uygulanan deneyler literatürde daha önce yapılan deneyler ile karşılaştırılmıştır.

3.4 Çalışma materyali

Araştırmada kullanılan materyaller; kitin, kitosan, magnezyum, stronsiyum, baryum, bor ve flor'dur. Bu materyallerden kitin ve kitosan; Dokuz Eylül Üniversitesi Biyomekanik Anabilim Dalı Laboratuvarından temin edilmiştir. Ege Üniversitesi Kimya Mühendisliği Bölümünden de; baryum ve flor temin edilmiştir.

3.5 Araştırmanın değişkenleri

Araştırmadaki değişkenler; çalışmada kullanılan malzemeler ve bu malzemelerden oluşan bağımsız gruplardır. Bir grupta kurşun elementi var, diğer grupta araştırmada kullanılan diğer elementler mevcuttur.

3.6. Veri toplama araçları

3.6.1. Malzeme Temini

Presleme işlemleri Dokuz Eylül Üniversitesi Malzeme ve Metalurji mühendisliği laboratuvarında bulunan AG-IS Shimadzu, Japanese marka basma çekme test cihazında yapılmıştır. X ışını kaynağı olarak Dokuz Eylül Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Ünitesinde bulunan Bucky Diagnost PHILIPS- marka cihaz kullanılmıştır. Ölçümler için ise; Dozimeter-MOD 862L marka ve model dozimetre cihazı kullanılmıştır.

Bu araştırma kapsamında iki farklı çalışma gerçekleştirilmiştir. Birinci çalışmada malzemeler kompozit haline getirilip plaka şeklinde yapılandırılmıştır. İkinci aşamada malzemeler sıvı kompozit haline dönüştürülüp tekstil malzemesi üzerine kaplanmıştır.

3.6.2. Birinci Çalışma

İlk çalışmada kullanılan malzemeler stronsiyum, magnezyum, kitin, kitosan, bor, baryum, flor ve kemiktir(Tablo 3). Aynı zamanda bu malzemelerin farklı karışımlarıyla oluşturulan bileşen grupları da deneyde kullanılmıştır(Tablo 4). Kemikte X ışını soğurmaya sebep olan stronsiyum ve magnezyum kemiğin mineral yapısında inorganik eser element olarak içinde bulunuyor. Bu nedenle bu elementleri X ışınlarından korunmak için kullanabilmeyi amaçladık. Bu elementlerin ayrı ayrı ve farklı karışımlarından oluşturulan bileşimlerinin X ışını geçirgenlikleri ölçüldü. Çalışmada kullanılan kompozitler şekil 13 de gösterilen kendi ürettiğimiz kalıp içerisine yerleştirildikten sonra preslenerek plaka haline getirilmiştir.



Şekil: 13 Toz malzemelerin preslenmesi sırasında kullanılan kalıp aparatı

3.6.2.1 . Presleme işlemi

Çalışmaya başlarken ilk önce toz halinde olan bu elementleri teker teker ve farklı karışımlarından oluşturduğumuz bileşenlerini pres makinesi ile presledik. Bu presleme işlemi sırasında kullanılan metal kalıp aparatı şekil 13 te gösterilmiştir. Presleme işlemleri Dokuz Eylül Üniversitesi Malzeme ve Metalurji mühendisliği laboratuvarında bulunan AG-IS Shimadzu, Japanese marka pres makinesinde yapılmıştır(Şekil 14). Kıyaslama amacıyla 1,5 mm kalınlığında kurşun kullanılmıştır.

ELEMENTLER	STRONSIYUM MAGNEZİYUM KİTİN KİTOSAN BOR BARYUM FLOR KEMİK KURŞUN
-------------------	--

Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyaller

GRUP ADI	BİLEŞİMLER
GRUP A	BOR + MAGNEZYUM + STRONSİYUM
GRUP B	BOR + MAGNEZYUM + STRONSİYUM+ FLOR
GRUP C	BOR + MAGNEZYUM + STRONSİYUM+KİTİN + KİTOSAN
GRUP D	BOR + MAGNEZYUM + STRONSİYUM+KİTİN +BARYUM
GRUP E	BOR + MAGNEZYUM + STRONSİYUM+KİTİN +BARYUM+FLOR

Tablo 4: Çalışmada kullanılan kompozitler

İlk önce toz halinde olan stronsiyum, magnezyum, bor, baryum, kitin, kitosan, ve flor elementlerini pres makinesiyle presledik. Presleme işlemi yapılırken tüm elementler hassas tartı ile tartılarak aynı ağırlıklarda işleme alınmalarına dikkat edildi. Presleme işleminde elementlere ve bileşimlere hiçbir ek yapıştırıcı madde dahil edilmemiştir. Farklı ağırlıklarda presleme işlemi uygulanmıştır. Aynı işlemi toz haline getirdiğimiz kemik için de yaptık. Daha sonra elementler aşağıdaki gibi gruplar oluşturulduktan sonra toz halinde olan bu karışımları presledik.

Presleme işlemi yapıldıktan sonra element ve kompozitlerin kalınlıkları şu şekildedir; flor 3,33mm, stronsiyum 3,6mm, kitin 2,95mm, kitosan 1,77mm, magnezyum 3,2mm, bor 3,1mm, baryum 4,5mm, kemik 3,15mm, grup A 3,35mm, grup B 3,45mm, grup C 4,35, grup D 4,5mm , grup E 5mm.

Presleme işlemi yapıldıktan sonra preslenmiş olan bu malzemelerin x-ray geçirgenlikleri Dokuz Eylül Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Bölümü'nde ölçülmüştür(Şekil 17). Ölçüm işlemi preslediğimiz kemik için de yaptık. Presleme yaptığımız kalıp çapında olacak şekilde kurşun önlük temin edildi. Kıyaslama yapmak amacıyla temin edilen kurşun önlüğünde x-ray geçirgenliği ölçülmüştür.



Şekil: 14 Dokuz Eylül Üniversitesi Malzeme ve Metalurji mühendisliği laboratuvarı (AG-IS Shimadzu, Japonya)

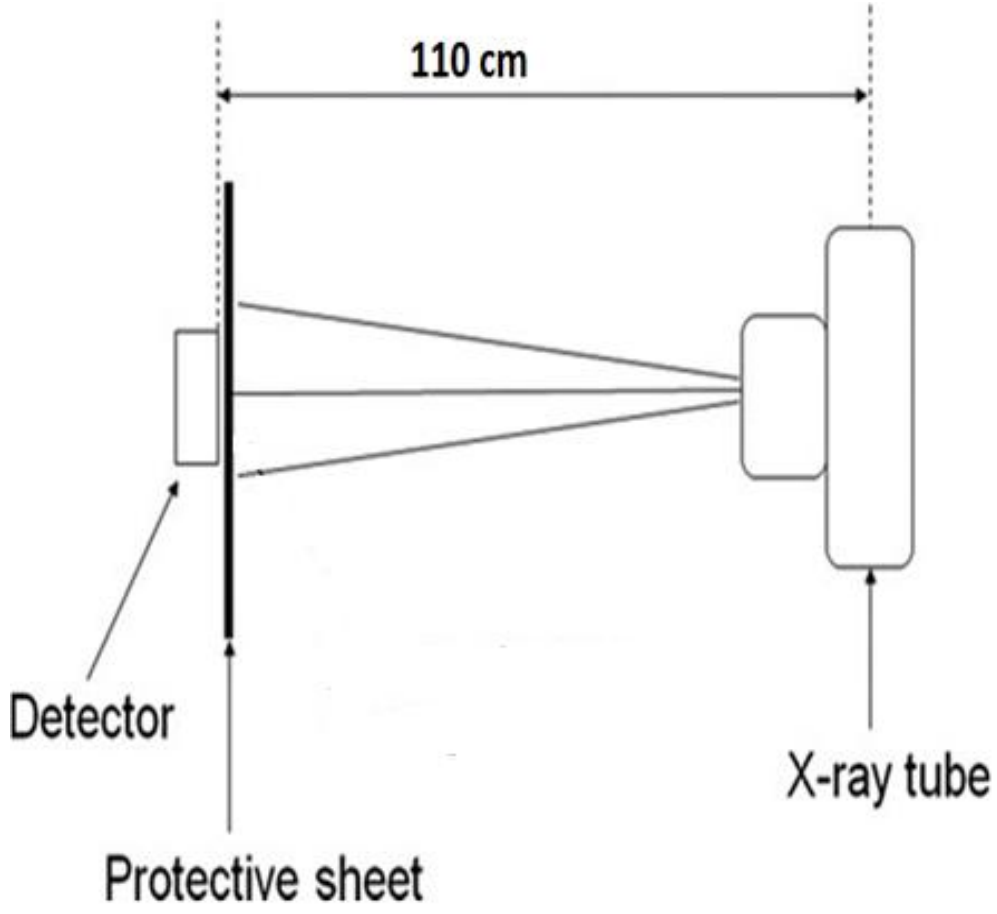
3.6.2.2. Radyojik Ölçüm Deneyi

Ölçüm düzeneği şekil 16'da görülüşü gibi 110 cm uzaklıkta 3 farklı kilovolt da (66kv,102kv ve 150 kv) farklı uygulama sürelerinde (12,4ms 3,2 mAS, 24ms 4mAS, 44,1ms 5mAS) uygulanmıştır.

Bu çalışmada dozimeter MOD 862L marka dosimetre cihazı kullanılmıştır(Şekil: 15).



Şekil: 15 Ölçüm için kullanılan dozimeter cihazı (MOD 862L)



Şekil: 16 Ölçüm mekanizması

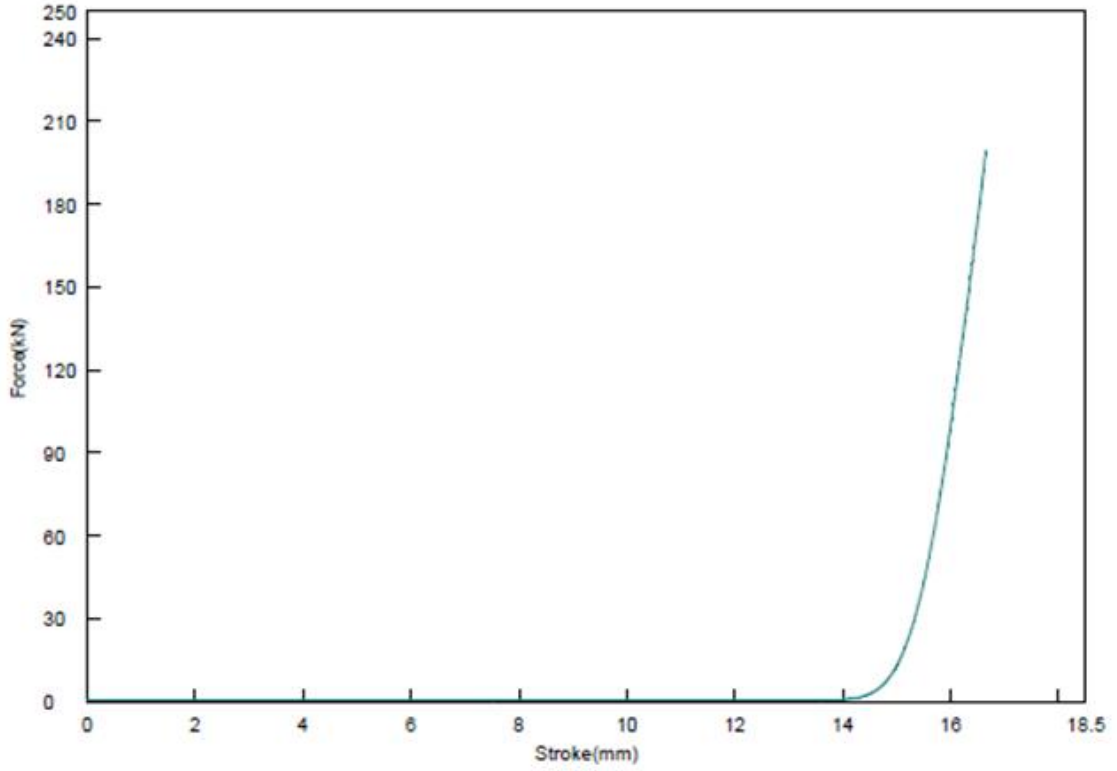
Ve aynı uygulama karşılaştırma yapmak için kurşun elementine de uygulanmıştır. Çıkan sonuçlar neticesinde en iyi koruyucu özellik taşıyan element veya bileşimler belirlenmiştir. Yapılan her presleme işleminde force-stroke grafikleri kayıt altına alındı. Örnek grafik olarak bor elementinin basma eğrisi grafik 1’de verilmiştir.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ METALURJİ VE
MALZEME MÜHENDİSLİĞİ MEKANİK LABORATUVARI

Shape: Plate

	Thickness	Width	Height
Units	mm	mm	mm
Bor	1,0000	1,0000	100,0000

Name	Max Force	Max Disp	Break Force	Break Disp
Units	kN	mm	kN	mm
Bor	199,719	,00000	--	--



Grafik:1 Bor elementinin preslenmesi sonucunda oluşan grafik



Şekil:17 Araştırmada kullanılan röntgen cihazı.(Dokuz Eylül Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Ünitesi -BuckyDiagnost PHILIPS)

Tüm elementlere ve bileşiklere farklı dozlarda ve farklı uygulama sürelerinde gönderilen X ışını tablo-5 te gösterilmiştir.

Materyal Adı	1.deney (X Işını Dozu Uygulama Süresi)	2.deney (X Işını Dozu Uygulama Süresi)	3.deney (X Işını Dozu Uygulama Süresi)
Flor			
STRONSİYUM			
KİTİN			
KİTOSAN			
MAGNEZYUM	66 kV	102 kV	150 kV
BOR	12,4 ms	24 ms	44,1 ms
BARYUM	3,2 mAS	4 mAS	5 mAS
KEMİK			
KURŞUN			
BOR + MAGNEZYUM + STRONSİYUM			
BOR + MAGNEZYUM + STRONSİYUM+ FLOR			
BOR + MAGNEZYUM + STRONSİYUM+KİTİN + KİTOSAN			
BOR + MAGNEZYUM + STRONSİYUM+KİTİN +BARYUM			
BOR + MAGNEZYUM + STRONSİYUM+KİTİN +BARYUM+FLOR			

Tablo 5: Çalışmada kullanılan materyaller, verilen x-ray dozu ve uygulama süreleri

3.6.3. İkinci Çalışma

3.6.3.1. Malzeme Temini

İkinci çalışmada ise ameliyathenelerde kullanılan cerrah kıyafetinden alınmış kesit üzerine araştırmada kullandığımız elementlerin sıvı hali fırça kaplama yapılmıştır. Elementlerin sıvı haline getirilme işleminde kloroform ve polistren malzemeleri kullanılmıştır. Bu malzemelerden polistren; Dokuz Eylül Üniversitesi Malzeme ve Metalurji mühendisliği Elektronik Malzemeler Üretim ve Uygulama Merkezinden temin edilmiştir.

Çalışmada kullanılan diğer kimyasal malzeme kloroform ise Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı Laboratuvarından temin edilmiştir. Deneyin tüm aşamaları Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı Laboratuvarında yapılmıştır. Toz halinde olan elementlerin tartma işlemi Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı Laboratuvarında bulunan hassas terazide gerçekleştirilmiştir(Şekil 18).



Şekil: 18 Hassas terazi (Denver Instrument Germany SI-234)

3.6.3.2. Sıvı Kompozit Malzemenin Hazırlanması

Her element için tartma işleminden sonra kloroform ve polistren eklenen karışım Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı Laboratuvarında bulunan manyetik karıştırıcı ile karıştırılmıştır. Araştırmada kullanılan manyetik karıştırıcı şekil 19 da gösterilmiştir.



Şekil: 19 Deneyde kullanılan manyetik karıştırıcı (LABART SH-5 Heating Stirrer)

Bu karıştırma işlemi sırasında manyetik karıştırıcıda bulunan sıcaklık özelliğinden yararlanılarak malzemelerin daha kolay çözünmesi sağlanmıştır.

3.6.3.3 Kaplama Yapılış Aşaması

Karışım işlemi bittikten sonra sıvı halde olan kompozit malzeme tekstil malzemesi üzerine kaplanmıştır. Bu kaplama işlemi şekil 20 de gösterilmektedir. Kullanılan tekstil malzemesi ise tablo 6 da gösterilen teknik özelliklere sahiptir.

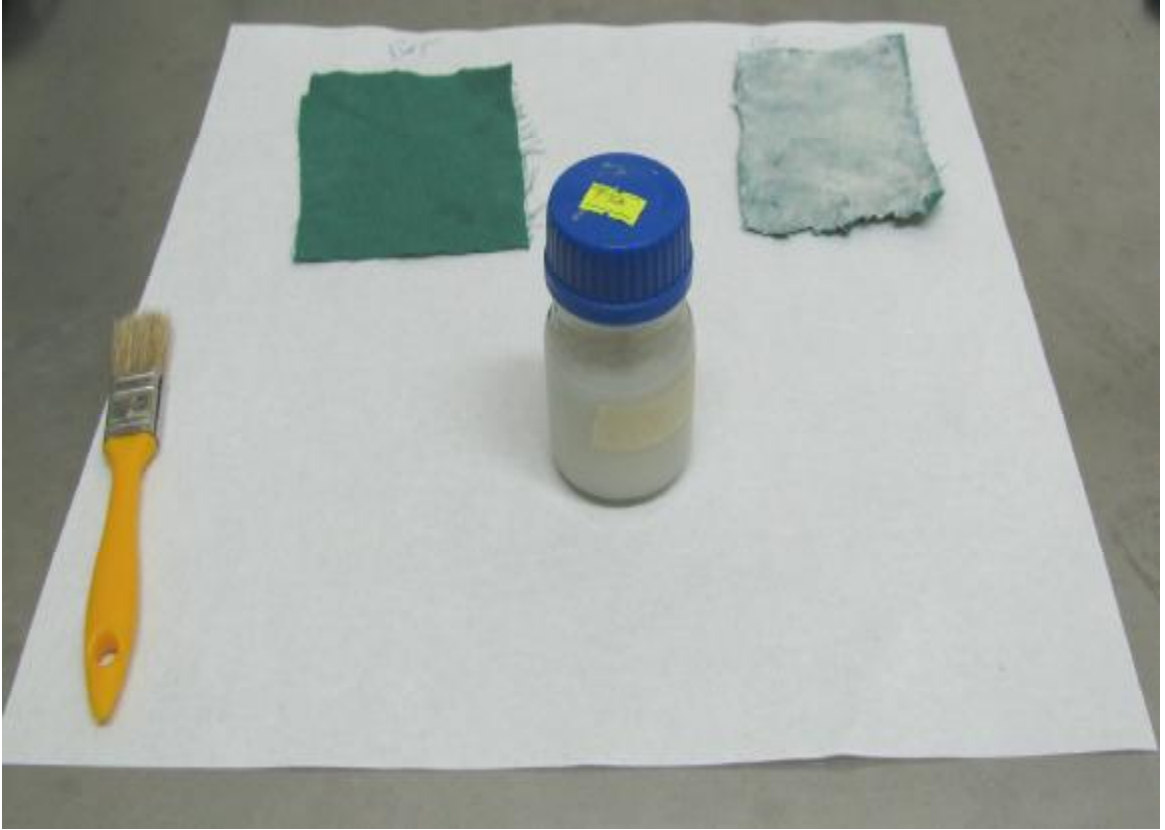
Araştırmada kullanılan tekstil malzemesinin teknik özellikleri	
%100 pamuk kumaş	
Sıklık;	Atkı;21 ad./ cm2.(±1 ad/cm), Çözgü;35 ad./cm2 (±1 ad/cm)
Ph değeri 6,5	
Çekme özelliği;	Boyda;% ±3 / %±6, Ende; %±1 / ±3
Kopma Mukavemeti; Çözgü: 484 Atkı: 254	

Tablo: 6 Tekstil malzemesinin teknik özellikleri



Şekil: 20 Sıvı haline getirilen elementlerin tekstil malzemesi üzerine sürülme işlemi

Bu aşamada kullanılan elementler; stronsiyum, magnezyum, kitin, kitosan, bor, baryum, flor dur. Denejde bu elementlerden her aşamada 5 gr alınmıştır. Ayrıca 80 ml kloroform ve 10 gr polistren kimyasal malzemeler kullnılmıştır. Denejde ilk önce 80ml kloroform ve 10 gr polistren karışımı sağlandıktan sonra bu karışıma hassas terazide tartılan 5 gr toz halindeki bor elementi eklenmiştir. Elde edilen bu karışım manyetik karıştırıcıda belli bir sıcaklık altında çözünme işlemine tabi tutuldu. Oluşturulan bu sıvı karışım tekstil malzemesinin üzerine fırça ile kaplanmıştır. Her fırça işleminden sonra tekstil malzemesinin kuruması beklenip tekrar karışım fırça ile sürülmüştür.



Şekil: 21 Kurumaya bırakılma anındaki bir görüntü

Hazırlanan tüm sıvı karışım belli aralıklarla fırça ile kaplandıktan sonra son bir kurutma için beklenmiştir. Bu kurutma işlemi şekil 21 de gösterilmiştir. Bu son kurutma işlemi tam olarak gerçekleştirilmeli çünkü daha sonra sürülecek sıvı sıcaklık altında hazırlandığından kuru olan kaplamayı tekrar bozabilir.

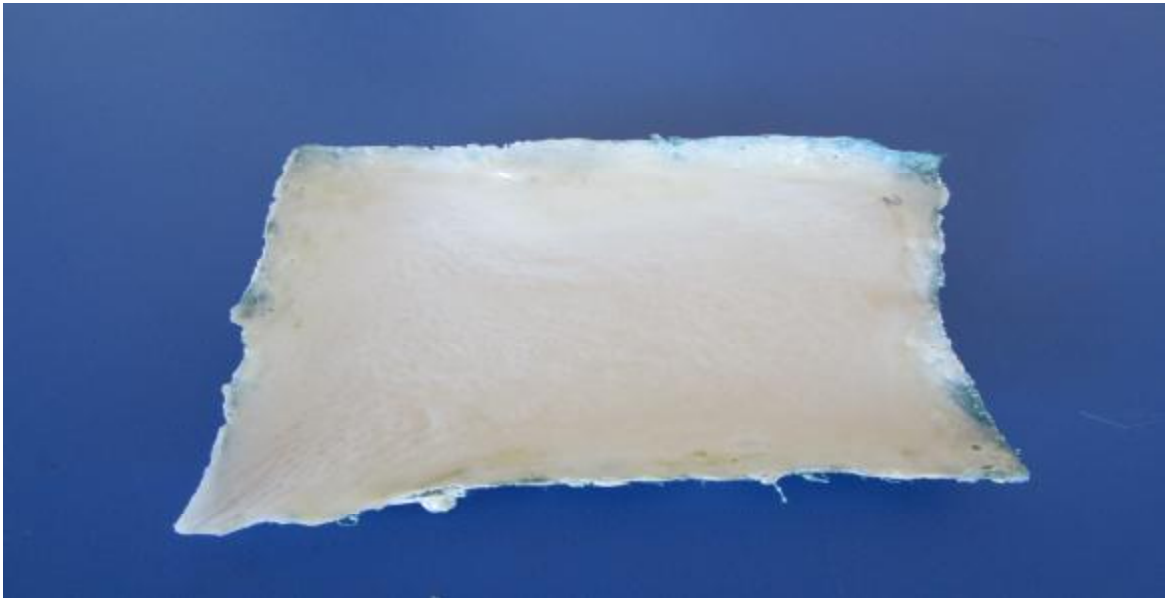
İkinci element olan baryum içinde aynı işlemi tekrarlandı. 80 ml kloroform ve 10 gr polistren karışımına 5 gr baryum tozu eklenmiştir. Bu karışım manyetik karıştırıcıda sıcaklık altında gerçekleştirilmiştir. Hazırlanan bu sıvı kompozit daha önce kurumuş olan kaplamanın

üzerine yavaşça fırça ile kaplanmıştır. Belli aralıklarla bu kaplama işlemi gerçekleştirilmiştir. Tüm sıvı bittikten sonra tekrar kurutma işlemine tabi tutuldu.

Üçüncü element olarak kitin kullanılmıştır. Yine 80 ml kloroform ve 10 gr polistren karışımına hassas terazide tartılan kitin eklenmiştir. Bu karışım manyetik karıştırıcıda sıcaklık altında homojen sıvı haline gelene kadar karıştırıldı. Elde edilen sıvı karışım kurutmaya bırakılan tekstil malzemesinin üzerine daha önce yapılan işlem tekrar edilerek fırça ile kaplanmıştır. Tüm sıvı karışım kaplamada kullanılmıştır. Kaplama işlemi bittikten sonra kurutmaya bırakılmıştır.

Dördüncü element olarak kitosan kullanılmıştır. Daha önceki aşamalarda olduğu gibi 80 ml kloroform ve 10 gr polistrene 5 gr kitosan eklenip karışım için manyetik karıştırıcı cihazı ile karıştırılmıştır. Bu sıvı malzeme daha önce kaplama yapılan tekstil materyali üzerine fırça ile sürülmüştür. Ve kurutmaya bırakılmıştır.

Bu şekilde geriye kalan stronsiyum, magnezyum ve flor elementleride hazırlanan sıvı karışımlara sırasıyla eklenerek kurutmaya bırakılan tekstil üzerine fırça ile kaplatılmıştır. Böylelikle tüm elementler kullanılan tekstil materyalinin üzerine kaplanmıştır. Bu şekilde iki tane kaplama örnek hazırlanmıştır. Hazırlanan kaplamalardan bir tanesi şekil 22 de görülmektedir.



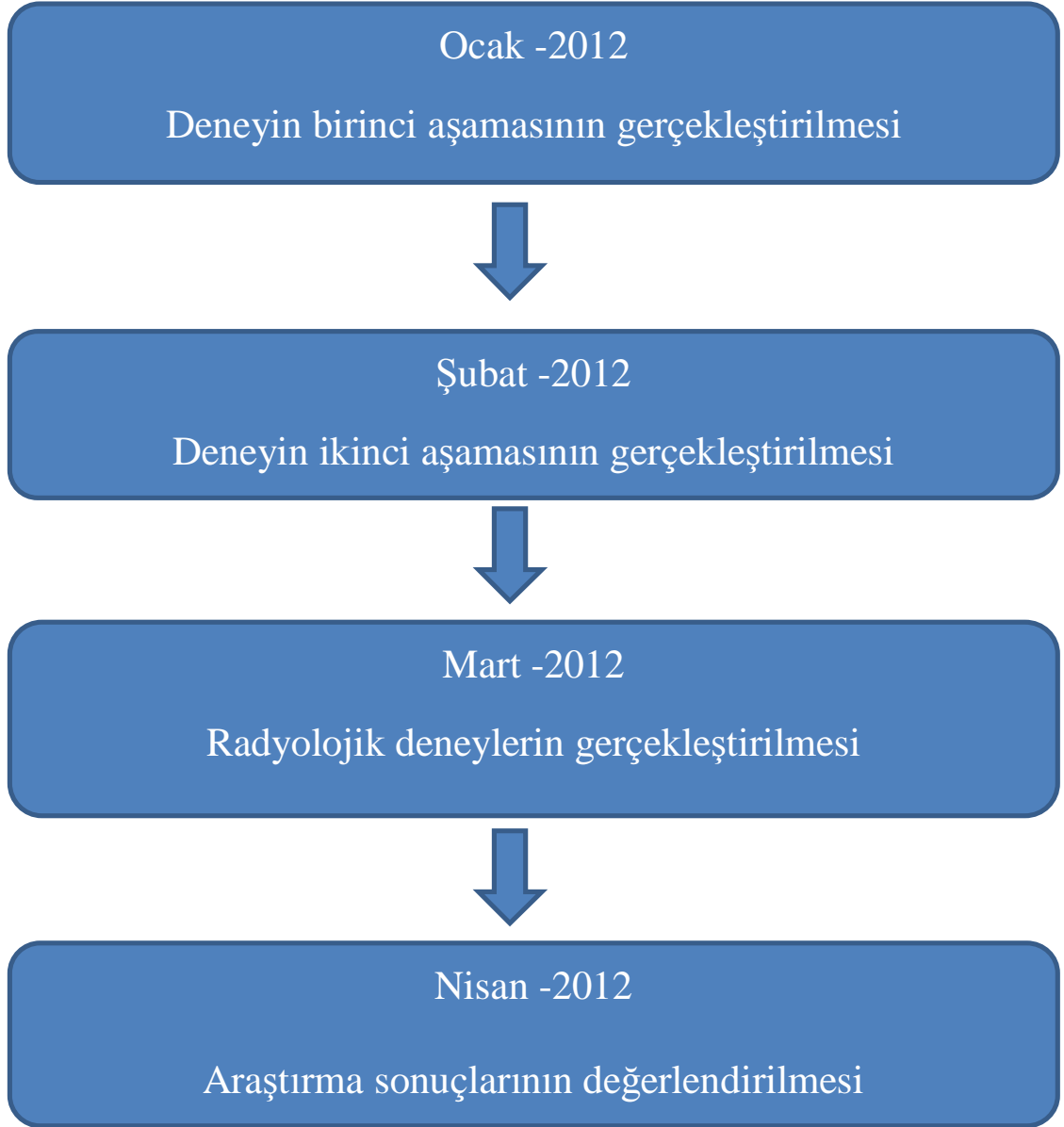
Şekil: 22 Hazırlanan karışımların tekstil materyali üzerine yapılan kaplanması

3.6.3.4. Radyolijik Ölçüm Deneyi

Kaplama işlemi yapıldıktan sonra kaplanan materyalin X ışını geçirgenliliği Dokuz Eylül Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Bölümü'nde ölçülmüştür. Ölçüm için dosimeter MOD 862L marka dozimetre cihazı kullanılmıştır.

3.7. Araştırma planı





3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

X ışını ölçümlerinin verilerinin istatistiksel analizleri SPSS (SPSS for Windows 15.0) programı kullanılarak yapıldı. Gruplar arasındaki karşılaştırma sonrasında elde edilen p değerleri 0,05'den küçük olan değerle anlamlı olarak değerlendirildi.

3.9. Araştırmanın sınırlılıkları

Çok yüksek dozlarda X ışını kullanıldığında % 100 olarak korunma sağlanamayabilir.

3.10. Etik Kurul Onayı

2011/35–15 karar nolu ve 03.11.2011 tarihli Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul onayı ekte sunulmuştur.

4. BULGULAR

4.1. Birinci aşamada yapılan deney sonuçları:

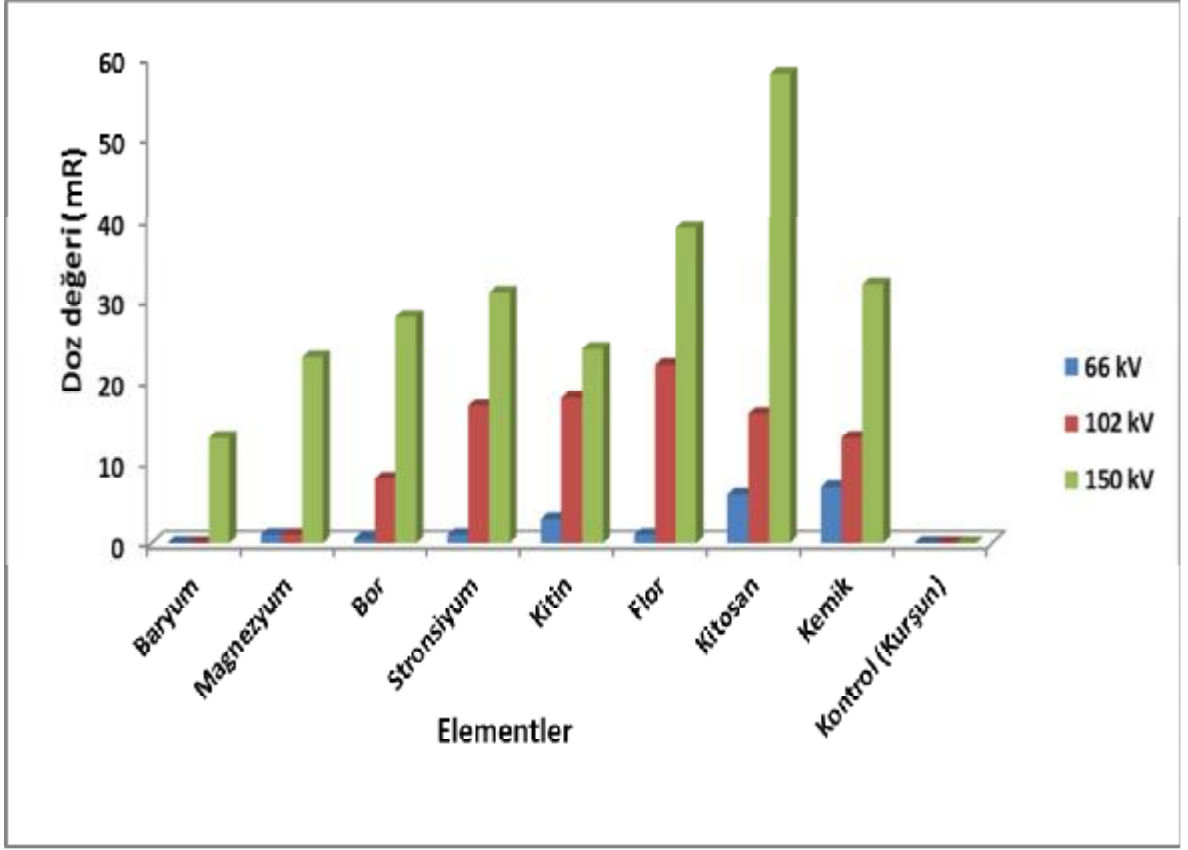
Bu çalışmada yapılan ölçümler sonucunda ortaya çıkan değerlere göre X ışınlarından korunmak için;

1. deney sonucuna göre 66 kV de en iyi elementler; baryum 0mR, bor 0,5 mR, magnezyum 1mR, stronsiyum 1mR, flor 1mR, kitin 3mR, kitosan 6mR, kemik 7mR olarak,
2. deney sonucuna göre 102kV de en iyi elementler sırasıyla; baryum 0mR, magnezyum 1mR, bor 8 mR, kemik 13mR, kitosan 16mR, stronsiyum 17 mR, kitin 18mR, flor 22mR olarak,
3. deney sonucuna göre 150kV de en iyi elementler sırasıyla; baryum 13mR, magnezyum 23 mR, kitin 24 mR, stronsiyum 31mR, kemik 32mR, bor 38mR, flor 39mR, kitosan 58mR olarak (Tablo 7),

Kurşunun ölçüm sonuçları ise; 66kV de 0 mR, 102 kV de 0 mR, 150 kV de 0 mR olarak ölçülmüştür(Tablo 8).

	66kV 4mAs 15,5ms	102kV 2,5mAs 15,5ms	150kV 2mAs 17,6ms
Element			
Baryum	0 mR	0 mR	13 mR
Magnezyum	1 mR	1 mR	23 mR
Bor	0,5 mR	8 mR	38 mR
Stronsiyum	1 mR	17 mR	31 mR
Kitin	3 mR	18 mR	24 mR
Flor	1 mR	22 mR	39 mR
Kitosan	6 mR	16 mR	58 mR
Kemik	7 mR	13 mR	32 mR

Tablo 7: Elementlerin x-ray ölçüm sonuçları



Grafik 2: Elementlerin X ışını ölçüm sonuçlarının grafiksel gösterimi

	66kV 4mAs 15,5ms	102kV 2,5mAs 15,5ms	150kV 2mAs 17,6ms
Element			
Kurşun	0 mR	0 mR	0 mR

Tablo 8: Kurşunun x-ray ölçüm sonuçları

Çalışmada kullanılan elementlerden elde edilen bileşenlerin x-ray geçirgenlik değerleri bakımından;

1. deneyde 66 kV de en iyi sonuçlar şunlardır; grup D 0 mR, grup E 0 mR, grup B 0 mR, grup A 0 mR, grup C 3 mR.

2. deneyde 102 kV de en iyi sonuçlar şunlardır; grup D 0 mR, grup E 2 mR, grup B 2 mR, grup A 10 mR, grup C 20 mR.

3. deneyde 150 kV de en iyi sonuçlar şunlardır; grup D 3 mR, grup E 9 mR, grup B 17 mR, grup C 17 mR, grup A 40 mR. (Tablo 9).

	66kV 4mAs 15,5ms	102kV 2,5mAs 15,5ms	150kV 2mAs 17,6ms
Gruplar			
Grup A	0 mR	10mR	40 mR
Grup B	0 mR	2mR	17mR
Grup C	3mR	20mR	17 mR
Grup D	0mR	0mR	3 mR
Grup E	0mR	2mR	9mR

Tablo 9: Bileşimlerin X ışını ölçüm sonuçları

4.2. İkinci aşamada yapılan deney sonuçları:

Bu aşamada yapılan deney sonuçları tablo 10, tablo 11 ve tablo 12 ' de verilmiştir. Alınan bu ölçüm sonuçlarını karşılaştırmak amacıyla kurşun önlük ile de aynı şekilde ölçümde tablo 13 de gösterilmiştir.

	50kV 2,5mAs 3,84ms	60kV 2,5mAs 3,84ms
Örnek		
1.Kaplama örneği	0 mR	1 mR
1. Kaplama örneği	0 mR	2 mR
1. Kaplama örneği	0 mR	1 mR
1. Kaplama örneği	0 mR	1 mR
1. Kaplama örneği	0 mR	1 mR

Tablo: 10 1. Kaplama örneğinin X ışını ölçüm sonuçları

	50kV 2,5mAs 3,84ms	60kV 2,5mAs 3,84ms
Örnek		
2.Kaplama örneği	0 mR	1 mR
2. Kaplama örneği	2 mR	1 mR
2. Kaplama örneği	1 mR	2 mR
2. Kaplama örneği	1 mR	1 mR
2. Kaplama örneği	0 mR	2 mR

Tablo: 11 2. Kaplama örneğinin X ışını ölçüm sonuçları

	60kV 2,5mAs 3,84ms	66kV 3,2mAs 4,92ms	81kV 2,5mAs 4,05ms
Örnek			
1 ve 2 kaplama birlikte	0 mR	0 mR	0 mR
1 ve 2 kaplama birlikte	0 mR	1 mR	1 mR
1 ve 2 kaplama birlikte	0 mR	2 mR	3 mR
1 ve 2 kaplama birlikte	0 mR	0 mR	2 mR
1 ve 2 kaplama birlikte	0 mR	1 mR	1 mR

Tablo: 12 1. ve 2. kaplama birlikte iken yapılan X ışını ölçüm sonuçları

	50kV 2,5mAs 3,84ms	60kV 2,5mAs 3,84ms	66kV 3,2mAs 4,92ms	81kV 2,5mAs 4,05ms
Karşılaştırma Örneği				
Kurşun önlük	0 mR	0mR	0mR	0mR
Kurşun önlük	0 mR	0mR	0mR	0mR
Kurşun önlük	0 mR	0mR	0mR	0mR
Kurşun önlük	0 mR	0mR	0mR	0mR
Kurşun önlük	0 mR	0mR	0mR	0mR

Tablo: 13 Kurşun önlük ile yapılan X ışını ölçüm sonuçları

Bu deney sonuçlarına göre 50 kV de en iyi koruma; 1. kaplamanın yapıldığı durumdur. 60 kV de yapılan radyasyon dozlamada ise 1. ve 2. kaplamaların aynı anda yapıldığı ölçümdür.

4.3. Verilerin Değerlendirilmesi

Değerler SPSS programında Non-Parametric Kruskal Wallis testi ile değerlendirildi. 1.kaplama ve 1. kaplama ile 2. kaplama birlikte iken yapılan sonuç arasında 50 kV de istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmiştir ($p=0,031$). 1.kaplama ve 1. kaplama ile 2. kaplama birlikte iken yapılan sonuç arasında 60 kV de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,004$). 2.kaplama ve 1. kaplama ile 2. kaplama birlikte iken yapılan sonuç arasında 60 kV de istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmiştir ($p=0,005$). 1.kaplama ve 2. kaplama ile kurşun arasındaki fark istatistiksel olarak incelendiğinde 60kV de anlamlı bir fark çıkmamıştır. Fakat 1. Ve 2. Kaplama ve 1. Kaplama arasında 60 kVde fark bakıldığında anlamlı fark elde edilmiştir($p=0,005$). Yine 1. Ve 2. Kaplama ile kurşun karşılaştırıldığında 81kV de istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur($p=0,018$).

4.TARTIŞMA

Radyasyondan izole yaşamak günümüzde mümkün değildir. Bu nedenle radyasyondan korunmak sağlık açısından son derece önemli bir konudur.

Radyasyon tehlikelerinden korunmanın en etkin yöntemi zırhlama olup radyasyonun şiddetini azaltmak için radyasyon kaynağı ile kişi arasına uygun özelliklerde koruyucu engel konulmasıdır. Zırhlama toprak, beton, çelik, kurşun gibi koruyuculuğu yüksek materyal kullanılarak yapılabilir. Son yıllarda, radyasyondan korunmada kullanılmak üzere, zırhlama amaçlı bor kullanımına yönelik çalışmalar da yapılmaktadır(19.20).

Radyasyondan korunmak için zırh malzemesi olarak günümüzde kurşun önlükler kullanılmaktadır. Kurşundan farklı olarak beton ve çelik gibi malzemelerde kullanılmaktadır ama çok ağır oldukları için bu malzemeler koruyucu duvarlar için tercih edilmektedir. İnsanları radyasyondan korumak için en kullanışlı element kurşundur. Ama kurşununda avantajları olduğu gibi bazı önemli dezavantajları bulunmaktadır. Bu yüzden bu konuda pek çok madde üzerinde araştırmalar yapılmıştır. Hatta bu alanda pek çok patent alınmıştır. Bu patentler radyasyondan korunmak için gerekli olan materyal veya araç şeklinde pek çok alternatifler içermektedir.

Radyasyondan korunmada 3 önemli etken vardır; dozlama süresi, radyasyon kaynağına olan uzaklık ve radyasyon koruyucu kullanmak (13).

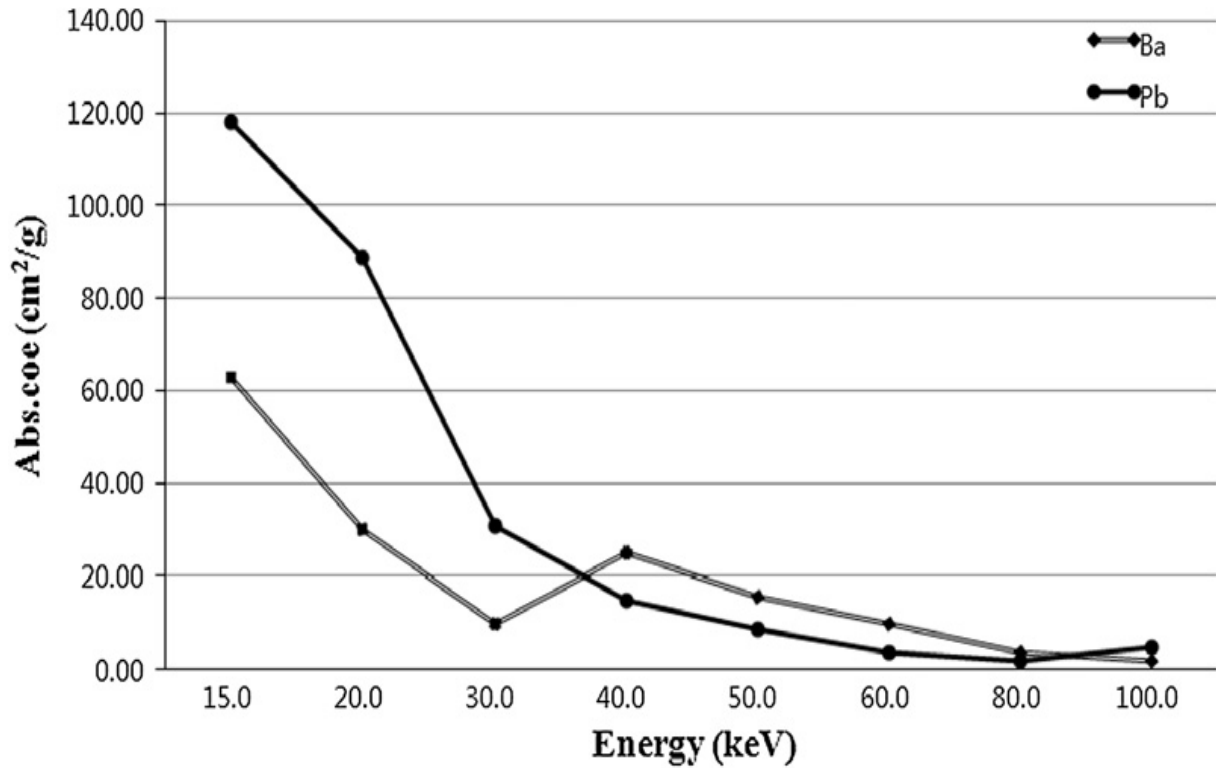
Personel için radyasyona maruz kalma endişe verici bir konudur. Çünkü biyolojik zarara ve buna maruz kalma aranda iyi kurulmuş bir bağ bulunmaktadır(21,22).

Radyasyon dozu azaltmada kurşun önlüklerin etkinliği ispatlanmış olmasına rağmen, dokularda yaralanmalar ve olası rahatsızlıklar ile ilgili olarak yanlış düşüncelerden dolayı nükleer tıp alanlarında yaygın olarak kullanılmamaktadır(21.23.24).

Roland tarafından üretilmiş hafif önlükleri tanı radyolojisi için ağırlık tasarrufu için sunuyoruz (21,25). Bu çalışmada üretilen önlüklerde tektenyum elementi kullanılmıştır(21).

Roland önlüğü 95kV ve daha aşağı ışın dozlarında kurşun önlüklerden %15 daha etkilidir(21).

Tıbbi teknoloji ve tıbbi ekipmanların geliştirilmesi ile birlikte birçok hastalığın tedavisinde radyasyon tanıda anahtar görevi görmektedir. Mevcut tıp çevrelerinde, koruyucu malzemenin ana bileşeni kurşun ve oksit gibi tozlarla yapılan önlüklerdir. Örneğin; kurşun zehirlenme özelliğinden dolayı kurşun yerine tungsten ve bizmut hazırlanmıştır. Bu çalışmada radyasyonlu bölgede radyasyon altında radyasyondan korunmak için BaSO₄ ile yapılan koruyucu kalkan kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan elementler baryum, tungsten ve turmalin'dir(26).



Grafik 3: Kurşun ve baryum karşılaştırılması(26)

Grafik 3'te radyasyon koruyucu olarak kurşun ve baryum karşılaştırılmıştır. 40-80kV doz aralığında baryum kurşun'dan çok daha iyi sonuçlar göstermiştir(26).

Radyasyon zırhlamasında kemik ununun etkisinin araştırılması isimli çalışmada ise koruyucu malzeme olarak kemik tozu kullanılmıştır. Burada kemik tozlarının preslendikten sonraki kalınlıkları 6-15mm olarak ölçülmüştür. Yapılan testler sonucunda farklı kalınlıklarda olan bu materyallerin radyasyona karşı ortalama %78,5 soğurma özelliğine sahip olduğu görülmüştür. Yapılan çalışmada 15mm kalınlığındaki kurşun ile yapılan ölçümde %89 soğurma ölçülürken, bizim örneğimizde %78,5 soğurma olduğu ölçülmüştür. Kurşunun; ağır olması, hareket özelliklerinin kısıtlı olması, mukavemetinin az olması ve radyoaktif özelliğe sahip olması gibi bazı dezavantajları vardır. Ayrıca kurşunun elde edilmesinin yüksek maliyetli

olması ve geri dönüşümünün mümkün olmaması ve daha birçok etken göz önünde bulundurulmalıdır. Kemik ununun kolay elde edilebilir, maliyeti düşük ve atık olarak doğaya zarar vermeyen çevre dostu bir ürün olması, hafif ve zırh olarak da hareketleri fazla kısıtlamayacak bir malzeme olması onun daha kullanışlı olduğunu göstermektedir(20).

Thomas J. ve arkadaşlarının WO2011/082347 A1 numaralı patentinde, radyasyondan korunmak için kullanılan elementler; gadolinyum, baryum, sezyum, tin, indiyum, tektiyum, molibdenum ve niobiyum'dur. Bu çalışmada kullanılan bu elementler %90'a kadar koruyuculuk sağlamaktadır. Şekil 11'de gösterildiği gibi bu elementlerden koruyucu giysi yapılmıştır(patent1).

Barbara B. Ve arkadaşlarının US 7897949 B2 numaralı patentinde, bizmut, gadolinyum, tantalum, tungsten, lantanum ve seriyum elementleri kullanılmıştır. Bu patent çalışmasında hasta/sağlık çalışanı ile radyasyon kaynağı arasında farklı mesafelerde ölçümler yapılmıştır. Bu ölçümler yapılırken hem koruyucu malzeme varken hemde koruyucu malzeme olmadan ölçümler kayıt altına alınmıştır. Sağlık çalışanı ile radyasyon kaynağı arasında mesafe 0 cm yani vücut ile radyasyon kaynağı temas durumunda iken yapılan ölçümde ve arada koruyucu malzeme varken 70kV de %89,4'lük bir koruma sağladığı gözlenmiştir. Mesafe 10cm olduğunda %95,3'lük bir koruma, 20cm mesafede %87,8'lik bir koruma sağlandığı ölçülmüştür(Patent2).

Eiji O. ve arkadaşlarının US 7923708 B2 numaralı patent çalışmasında, çevreye zararlı olmayan, insan vücudu için problem yaratmayan, yüksek koruma performansına sahip ve ekonomik olan radyasyon koruyucu plak geliştirilmiştir. Bu çalışmada; lantanum, seriyum, praseodimyum, neodimyum, samaryum, öropiyum ve gadolinyum elementleri kullanılmıştır. Bu çalışmada geliştirilen plak kurşuna yakın bir radyasyon koruyuculuk özelliğine sahiptir(patent3).

Bu patent çalışmasında da; 10-200kilovolt aralığında çalışılmıştır. En az 0,1 mm kalınlıkta polimer bileşimi 2,8-6,5 gr/cm³ yoğunluğa, 1-100Mpa bükülme modülüne sahip bileşimlerle çalışılmıştır. Kurşun ile karşılaştırıldığında benzer özellik göstermesine rağmen çok yüksek kilovolt değerlerinde kurşundan daha iyi koruma sağlıyor. %3,2 'lik geçirgenlik özelliğine sahiptir(patent5).

Heinrich E. ve arkadaşlarının US 7041995 B2 numaralı patent çalışmasında; kalay(Sn), bizmut(Bi) ve tungsten(W) ya da bunların bileşikleri kullanılmıştır. Yapılan çalışma sonucunda radyasyon kalkanı olarak 60 kV de 1mm lik kurşunun soğurduğu radyasyona karşılık 1,35mm lik Xenolite gerekiyor. 80 kV de 1mm lik kurşuna karşılık gelen koruyucu malzeme 1,1mm lik Xenolite dir. 60 kV de 1mm lik kurşunun soğurduğu radyasyona karşılık 1,05mm lik Optimit(R-100A) gerekiyor. 80 kV de 1mm lik kurşuna karşılık gelen koruyucu malzeme 1mm lik Optimit(R-100A) dir. Yani kurşunla aynı koruyucu özellik göstermektedir.(patent6).

Norlin T. ve arkadaşlarının US 3967129 numaralı patentinde; kurşun elementinden yapılmış zincir şeklinde koruyucu perde yapılmıştır. Bu çalışmada yapılan zincir perde üzerinde; dakikada 14,5R ışınlama olduğunda 0,25mm lik kurşun dakikada 1,4R geçirmiştir. Yani 13R koruma sağlamıştır. Bu ışınlamada 0,38mm lik kurşun 0,7R geçirmiş yani 13,8R koruma sağlamıştır(patent12).

6. SONUC VE ÖNERİLER

Sonuç olarak yapılan çalışmada özellikle sağlık sektöründe çalışanlar için X ışınlarından korunmak amaçlı kurşun elementinden üretilen koruma önlükleri yerine; kitin, kitosan, magnezyum, stronsiyum, baryum, bor ve flor elementleri kullanılarak daha iyi, daha ekonomik, daha hafif ve çevreye daha az zararlı bir X-ray koruma kompozit malzeme geliştirmek hedeflenmiştir.

Yapılan deney sonuçları birinci aşamada; 1. deney sonucuna göre 66 kv de en iyi elementler; baryum 0mR, bor 0,5 mR, magnezyum 1mR, stronsiyum 1mR, flor 1mR, kitin 3mR, kitosan 6mR, kemik 7mR olarak ölçülmüştür. Bu aşamada yapılan gruplarda; 1. deneyde 66 kv de en iyi sonuçlar şunlardır; grup D 0 mR, grup E 0 mR, grup B 0 mR, grup A 0 mR, grup C 3 mR.

İkinci aşamada ise yapılan kaplamalarda deney sonuçlarına göre 50 kV de en iyi koruma; 1. kaplamanın yapıldığı durumdur. 60 kV de yapılan radyasyon dozlamada ise 1. ve 2. kaplamaların aynı anda yapıldığı ölçümdür.

7. KAYNAKLAR

1. Arslan T, X ışınları ve kullanım alanları. Gazi Üniversitesi Fizik Eğitim A D. Ankara 2010.
2. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Radyasyon>.
3. Faulkner K, Moores BM. An assessment of the radiation dose received by staff using fluroscopic equipment. Br J Radiol 1982;55.272—6.
4. Rao P, Faulkner K, Sweeney JK, et al. Radiation dose to patient and staff during percutaneous nephrostolithotomy. Br J Urol 1987;59.508—12.
5. Smith G, Wakeman R, Briggs T WR. Radiation exposure of orthopaedic trainees: quantifying the risk. JR Coll Surg Edinburgh 1996;41.132—4.
6. Smith GL, Briggs TWR, Lavy CBD, Noordeen H. Ionising radiation: are orthopaedic surgeons at risk? Ann R Coll Surg Eng 1992;74.326—8.
7. Stoker D. Ionising radiation and the orthopaedic patient. J Bone Joint Surg 1993;75B:4—5.
8. Back D.L. Radiation protection for your hands. Injury, Int. J. Care Injured (2005) 36, 1416—1420
9. International Commission on Radiological Protection. 1990. Recommendations of the International Commission on Radiological protection. ICRP Publication 60. 1991: vol. 21 and ICRP 2000.
10. Rao P, Faulkner K, Sweeney JK, et al. Radiation dose to patient and staff during percutaneous nephrostolithotomy. Br J Urol 1987;59.508—12.
11. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP 60, Oxford: Pergamon Press (1991).
12. Warren-Forward H. a comparison of dose savings of lead and lightweight aprons for shielding of 99m-technetium radiation. Radiation Protection Dosimetry (2007), Vol. 124, No. 2, pp. 89–96.

13. Zuguchi M. Usefulness of non-lead aprons in radiation protection for physicians performing interventional procedures. *Radiation Protection Dosimetry* (2008), Vol. 131, No. 4, pp. 531–534.
14. Vano E. Lens injuries. induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. *Br. J. Radiol.* 71(847), 728–733 (1998).
15. Hirshfeld, J. ACCF/AHA/HRS/SCAI clinical competence statement on physician knowledge to optimize patient safety and image quality in fluoroscopically guided invasive cardiovascular procedures. A report of the American college of cardiology foundation/American heart association. American college of physicians task force on clinical competence and training. *Circulation* 111, 511–532 (2005).
16. Tsapaki, V. Correlation of patient and staff doses in interventional cardiology. *Radiat. Prot. Dosim.* 117, 26–29 (2005).
17. Yaren H. Radyasyon ve insan sağlığı üzerine etkileri. *TSK Koruyucu Hekimlik Bülteni*,2005:4(4)
18. Şaşkın G. Radyolojide hasta ve personel güvenliği, Ankara Atatürk Eğitim ve Arştırma Hastanesi. Ankara
19. Çalık A. Borun radyasyon zırh malzemesi olarak kullanılmasının araştırılması. 5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu. Karabük 2009.
20. Alçıçek M. Radyasyon zırhlamasında kemik ununun etkisinin araştırılması. Tübitak. İzmir 2010
21. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2000 Report: Vol. I: Sources (2002)
22. Warren-Forward H. A comparison of dose savings of lead and lightweight aprons for shielding of 99m-technetium radiation. *Radiation Protection Dosimetry* (2007), Vol. 124, No. 2, pp. 89–96 doi:10. 1093/rpd/ncm176
23. Khalil T. M. In: *Back Pain, Guide to Prevention and Rehabilitation*. New York: Van Nostrand (1993).
24. Ross A. M. Prevalence of spinal disc disease among interventional cardiologists. *Am. J. Cardiol.* 79, 68–70 (1997).

25. Yaffe, M. Composite materials for X-ray protection. *Health Phy.* 60(5), 661–664 (1991).
26. Kim S.-C. Medical radiation shielding effect by composition of barium compounds. *Annals of Nuclear Energy* 47 (2012) 1–5

8. PATENTLER

1. Thomas J. A multi-layer light-weight garment material with low radiation buildup providing scattered-radiation shielding. World intellectual property organization. 07.07.2011. WO 2011/082347 A1
2. Barbara B. Laminated lead-free x-ray protection material. United States Patent. Marc.1,2011. US 7897949 B2
3. Eiji O. Radiation shielding sheet. United States Patent. Apr.12,2011. US 7923708 B2
4. Edward A. Fluorine-free, zirconia free, x-ray absorbing silica based glass, coating oxides of lead, barium and strontium plus oxides of calcium, magnesium, sodium, potassium, cerium, titanium, arsenic and antimony. United States Patent. Dec.28,1982. US 4366252
5. Maclead J. Radiation protection material. European Patent Application.23.11.1989.EP 0371699 A1
6. Heinrich E. Lead substitute material for radiation protection purposes. United States Patent. US 7041995 B2 May.9,2006
7. Zongyuan W. Composite shielding material for medical x-ray protection. World intellectual property organization. 25.08.2010. WO 2009046607 B
8. Wuhan INST TECHNOLOGY. Preparation of rare-earth oxide natural rubber composite material for x radiation protection. Canadian Patent. 22.07.2009. CN 101486809 A
9. Yanxia Y. X-ray radiation protection garment. Canadian Patent. 26.10.2011. CN 202018834 U
10. Kang Z. Radiation protection underwear. Canadian Patent. 2012. CN 201256003Y
11. Arthur. A low-weight ultra-thin flexible radiation attenuation composition. European Patent Specification. 27.07.2011. EP 1691761 B1

12. Norlin T. Radiation shielding curtain. United States Patent. 29.06.1976. US 3967129
13. David J. Article inspection apparatus with protective chamber having article-loading facility. European Patent Specification. 22.06.1983. EP 0011338 B1

9. EKLER

Ek 1: **Radyasyon güvenliği yönetmeliği (Resmi Gazete Tarihi: 24.03.2000 No:23999)**

BİRİNCİ KISIM

Amaç, Kapsam, Dayanak, Tanımlar, Muafiyet

Amaç

Madde 1 - Bu Yönetmeliğin amacı, iyonlaştırıcı radyasyon ışınlamalarına karşı kişilerin ve çevrenin radyasyon güvenliğini sağlamaktır.

Kapsam

Madde 2 - Bu Yönetmelik, radyasyon güvenliğinin sağlanmasını gerektiren her türlü tesis ve radyasyon kaynağının zararlı etkilerinden kişileri ve çevreyi korumak için alınması gereken her türlü tedbiri ve yapılması gereken faaliyetlerle ilgili hususları kapsar.

Dayanak

Madde 3 - Bu Yönetmelik, 2690 sayılı Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Kanunu'nun 4üncü maddesinin (d) bendine dayanılarak hazırlanmıştır.

Tanımlar

Madde 4 - Bu Yönetmelik'te geçen tanımlardan;

a) Eşdeğer doz; birimi Sievert (Sv) olup, radyasyonun türüne ve enerjisine bağlı olarak doku veya organda soğurulmuş dozun, radyasyon ağırlık faktörü ile çarpılmış halini,

b) Etkin doz; birimi Sievert (Sv) olup, insan vücudunda ışınlanan bütün doku ve organlar için hesaplanmış eşdeğer dozun, her doku ve organın doku ağırlık faktörleri ile çarpılması sonucunda elde edilen dozların toplamını,

c) Kuruluş veya Tesis; bu Yönetmelik kapsamına giren radyasyon kaynaklarıyla ilgili faaliyet gösterilen yerleri,

d) Kurum; Türkiye Atom Enerjisi Kurumu'nu,

e) Lisans Sahibi; bu Yönetmelik hükümlerine göre verilen lisans belgesinde ismi belirtilen ve radyasyon güvenliği mevzuatının uygulanmasında Kuruma karşı sorumlu olan kişiyi,

f) Ücret; Kurum'un "Mal ve Hizmet Üretim ve Yayın Satışları Genelgesi"nde belirtilen ve her yıl Başbakan ve/veya yetkili Bakan tarafından onaylanan ücretleri,

g) Radyasyon; iyonlaştırıcı radyasyonu,

h) Radyasyon Görevlisi; bu Yönetmeliğin 10uncu maddesinde belirtilen yıllık doza maruz kalma olasılığı bulunan ve bu Yönetmeliğin 15inci maddesinde belirtilen denetimli ve gözetimli alanlarda görevi gereği radyasyon kaynağı ile çalışan kişiyi, ı) Radyasyon Güvenliği Uzmanı; mühendislik veya fen bilimleri alanında aldığı temel eğitim üzerine radyasyon güvenliği alanında lisans üstü eğitimi veya radyasyon güvenliği ile ilgili olarak katıldığı yurt içi ve/veya yurt dışı eğitimi Kurum tarafından uygun görülüp onaylanan ve radyasyon güvenliği konusunda en az 4 (dört) yıllık deneyime sahip kişiyi,

i) Radyasyon Korunması Sorumlusu; radyasyon korunmasında temel güvenlik standartlarını yapılan işin niteliklerine göre uygulayacak ve bu alanda eğitim ve deneyimi belgelenmiş ve Kurum tarafından onaylanmış kişiyi,

j) Radyofarmasötik Yönetmeliği; 23.12.1993 tarihli ve 21797 sayılı Resmi Gazetede yayımlanan "Radyofarmasötik Yönetmeliğini",

k) Tıbbi Fizik Uzmanları; Kurum tarafından aranacak koşulları özel yönetmeliklerinde belirtilen ve tıbbi uygulama alanlarına göre radyoterapi, radyoloji ve nükleer tıp fizikçisi olarak isimlendirilen kişileri,

l) Tahribatsız Muayene Metotları uzmanı; TS7477EN473 standardı kapsamında belirtilen esaslara göre vasıflandırılmış kişileri,

m) Toplum etkin dozu; ışınlamaya maruz kalan çeşitli grupların ortalama etkin dozu ile bu gruba oluşturan kişi sayısının çarpımının toplamını,

n) Tüzük; 24.7.1985 tarihli ve 85/9727 sayılı Bakanlar Kurulu kararı ile yürürlüğe konulan Radyasyon Güvenliği Tüzüğü'dür.

o) Yüklenmiş eşdeğer doz; birimi Sievert (Sv) olup, radyoaktif maddenin alınmasını takiben, doku veya organda kaldığı sürede (süre belirtilmemiş ise, yetişkinler için 50 yıl, çocuklar için 70 yıl alınır) vermiş olduğu eşdeğer doz toplam dozu,

ö) Yüklenmiş etkin doz; yüklenmiş eşdeğer dozun, her doku ve organın doku ağırlık faktörleri ile çarpılması sonucunda elde edilen toplamı,

p) (Ek bent:29.09.2004-25598) Yönetim; Lisanslı faaliyetlerin mevzuata uygun olarak yürütülmesini ve sürekliliğini sağlamak için gerekli insan gücü ile teknik ve finansal altyapıyı temin etme yetkisi ve sorumluluğuna sahip olan lisans sahibinin kendisini veya onun bağlı olduğu Yönetim kademesini/kişiyi, ifade eder.

Madde 7 - Radyasyon korunmasında kullanılan, doz sınırlama sisteminin üç temel ilkesi aşağıda verilmiştir:

a) Uygulamaların Gerekliliği: Işınlanmanın zararlı sonuçları göz önünde bulundurularak, net bir fayda sağlamayan hiçbir radyasyon uygulamasına izin verilemez.

b) Radyasyon Korunmasının Optimizasyonu: Tedavi amaçlı tıbbi ışınlamalar hariç, radyasyon ışınlanması gerektiren uygulamalarda bireysel dozların büyüklüğü, ışınlanacak

kişilerin sayısı, olası tüm ışınlanmalar için, ekonomik ve sosyal faktörler göz önünde bulundurularak mümkün olan en düşük dozun alınması sağlanmalıdır.

c) Doz Sınırlaması: Bireylerin normal ışınlanmaları, izin verilen tüm ışınlamaların neden olduğu ilgili organ ya da dokudaki eşdeğer doz ile etkin doz, bu Yönetmeliğin 10uncu maddesinde belirtilen yıllık doz sınırlarını aşamaz.

Madde 8 - Radyasyon korunmasında kullanılan doz sınırlarına ilişkin kavramlar aşağıda belirtilmiştir:

a) Birincil Sınırlar: Radyasyon görevlilerinin veya toplum bireylerinin alabileceği yıllık “eşdeğer doz”, “etkin doz”, “yüklenmiş eşdeğer doz”, “yüklenmiş etkin doz” veya belirlenen bireyler topluluğunun “toplum etkin dozu” sınırlarıdır.

b) İkincil Sınırlar: Birincil doz sınırlarının doğrudan uygulanamadığı durumlarda kullanılan doz sınırlarıdır. İkincil sınırlar, dış ışınlanma durumunda “eşdeğer doz indeksi” ile iç ışınlanma durumunda ise, “yıllık vücuda alınma sınırları” (ALI) cinsinden ifade edilir.

c) Türetilmiş Sınırlar: Belirli bir modele göre birincil sınırlardan türetilmiş sınırlar olup, bunlara uyulduğu takdirde, birincil sınırlara da uyulduğu kabul edilir.

d) İzin Verilen Sınırlar: Kurum tarafından saptanan ve genellikle birincil ve ikincil sınırlardan daha düşük olan sınırlardır.

e) İşletme Sınırları: Hangi türden olursa olsun, bütün radyasyon kaynakları için Kurum tarafından saptanan birincil ve ikincil sınırları aşmamak koşulu ile Lisans Sahibi tarafından belirlenen sınırlardır.

Madde 15 - Maruz kalınacak yıllık dozun 1 mSv değerini geçme olasılığı bulunan alanlar radyasyon alanı olarak nitelendirilir ve radyasyon alanları radyasyon düzeylerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılır:

a) Denetimli Alanlar: Radyasyon görevlilerinin giriş ve çıkışlarının özel denetime, çalışmalarının radyasyon korunması bakımından özel kurallara bağlı olduğu ve görevi gereği

radlyasyon ile çalışan kişilerin ardışık beş yılın ortalama yıllık doz sınırlarının 3/10'undan fazla radlyasyon dozuna maruz kalabilecekleri alanlardır.

Denetimli alanların girişlerinde ve bu alanlarda aşağıda belirtilen radlyasyon uyarı levhaları bulunması zorunludur:

1) Radlyasyon alanı olduğunu gösteren temel radlyasyon simgeleri (Ek-3),

2) Radlyasyona maruz kalma tehlikesinin büyüklüğünü ve özelliklerini anlaşılabilir Şekilde göstermek üzere gerekli bilgi, simge ve renkleri taşıyan işaretler,

3) Denetimli alanlar içinde radlyasyon ve bulaşma tehlikesi bulunan bölgelerde geçirilecek srenin sınırlandırılması ile koruyucu giysi ve araçlar kullanılması gerekliliğini gösteren uyarı işaretleri.

b) Gözetimli Alanlar: Radlyasyon görevlileri için yıllık doz sınırlarının 1/20'sinin aşılma olasılığı olup, 3/10'unun aşılması beklenmeyen, kişisel doz ölümünü gerektirmeyen fakat çevresel radlyasyonun izlenmesini gerektiren alanlardır.

Koruyucu Giysi Ve Teizat

Madde 22 - Yapılan işin niteliğine uygun koruyucu giysi ve teizat kullanılır.

(http://www.ttb.org.tr/mevzuat/index.php?option=com_content&view=article&id=143:radlyasyon-genlyetmel&catid=2:ymelik&Itemid=33)

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

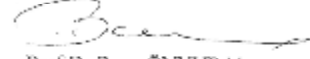
Konu: Karar hk.- 588

16.11.2011

Prof.Dr.Hasan İLAVTTIÇIOĞLU

Kurulumuz tarafından 03.11.2011 tarih ve 339-GOA protokol numaralı 2011/35- 15 karar numarası ile görüşülen "X Işıklarından Korunmada Yeni Bir Kompozit Materyalin Geliştirilmesi" konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.


Prof.Dr.Bann ÖNVURAL
Başkan

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUNUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BASVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	339-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ <input type="checkbox"/>	AKADEMİK AMAÇLI <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	X İşıklarından Korunmada Yeni Bir Kompozit Materyalin Geliştirilmesi	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÖNVAHI/ADE/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr.Hasan HAVİTÇIOĞLU Sait ÇELİK Ortopedi A.D Biyomekanik B.D	
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-	
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
				Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input checked="" type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2011/35-15	Tarih: 03.11.2011
	Prof.Dr.Hasan HAVİTÇİOĞLU'nun sorumlusu Selih ÇELİK'in yürüttüğü olduğu "X İyonlarından Korunmada Yeni Bir Kompozit Materyalin Geliştirilmesi" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ

ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
ETİK KURUL ÜYELERİ	

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVERAL (Başkan)	Tabii Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tabii Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Ph.D.Besti ÜSTÜN (Başkan Yardımcısı)	Ph.D.Yüksek Hemşire	DEU Hemşirelik Fakültesi	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Osman AÇIKGÖZ	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Mehtap MALKOÇ	Ph.D.Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Ph.D.Zahar BAHAR	Ph.D. Yüksek Hemşire, Halk Sağlığında doktora	DEU Hemşirelik Fakültesi	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Adnan MENDERES	Plastik Cerrahi	DEU Tıp Fakültesi Plastik Cerrahi Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Fae BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Hüseyin BASKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Servet AKAR	İç Hastalıkları (Romatoloji)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Doç.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tabii Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tabii Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Doç.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÖTÜK	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Doç.Dr.İşıl TEKMEK	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Ph.D.Meltem Kutlu GÜRSEL	Hukuk	D.E.Ü Hukuk Fakültesi İdare Hukuku Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı

ÖZGEÇMİŞ

ADI SOYADI
SALİH ÇELİK

TC Kimlik No / Pasaport No:	52054473910
Doğum Yılı:	1985
Yazışma Adresi :	Dokuz Eylül Üniversitesi Biyomekanik Anabilim Dalı İnciraltı-İZMİR 35340 İzmir/Türkiye
Telefon :	0232 412 33 67-68
Faks :	0232 277 65 84
e-posta :	celik.salih@msn.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Akdeniz Üniversitesi	Fen-Edebiyat Fakültesi	Fizik	Lisans	2009
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Biyomekanik	Yüksek Lisans	2012

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları

DiĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı			
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		Tamamlanan	Devam Eden
	Yüksek Lisans		
	Doktora		
	Uzmanlık		
Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/sorumluluk/olay/üyelik vb.)			

ÖDÜLLER

	Ödülün Adı	Alındığı Kuruluş	Yılı
□			

YAYINLARI

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Salih Çelik, Aysegul Yurt, Bora Uzun, Çağrı Havıtcıoğlu, Ahmet Karakaşlı 'COMPARISON OF THE RADIOACTIVITY AND BIOMECHANICAL PROPERTIES OF STRONTIUM MAGNESIUM CHITOSAN AND CHITIN' Journal of biomechanics; 2011 vol 44, p 2

Mehmet Erduran, Ahmet Karakaşlı, Fatih Ertem, Orçun Taylan, DidemV. Yıldız, **Salih Çelik**, Hasan Havıtcıoğlu, 'BIOMECHANICAL EFFECTS OF THE DISTANCE FROM THE FRACTURE ZONE TO THE INTERLOCKING FIXATION SCREW OF INTRAMEDULLARY NAIL' Journal of biomechanics; 2011, vol 44, p 4

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

--

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayımlar

Salih Çelik, Aysegul Yurt, Bora Uzun, Çağrı Havıtcıoğlu, Ahmet Karakaşlı 'COMPARISON OF THE RADIOACTIVITY AND BIOMECHANICAL PROPERTIES OF STRONTIUM MAGNESIUM CHITOSAN AND CHITIN' V 5.uluslararası katılımlı biyomekanik kongresi bildiri özet kitabı; 2010, p 90.

Mehmet Erduran, Ahmet Karakaşlı, Fatih Ertem, Orçun Taylan, DidemV. Yıldız, **Salih Çelik**, Hasan Havıtcıoğlu, 'BIOMECHANICAL EFFECTS OF THE DISTANCE FROM THE FRACTURE ZONE TO THE INTERLOCKING FIXATION SCREW OF INTRAMEDULLARY NAIL' 5.uluslararası katılımlı biyomekanik kongresi bildiri özet kitabı; 2010, p 97.