

283913

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

Paralel Teknik Kullanarak, Thermo Luminescent
Dosimetry (Tld) Yardımı ile Seçilmiş Bazı
Kritik Organların Almış Oldukları
Radyasyon Dozlarının Tayini.

Oral Radyoloji (Diş) Programı
Doktora Tezi

DT. A. NURİ YAZICIOĞLU
ANKARA 1979

- İÇİNDEKİLER -

1. GİRİŞ.....	: 1-29
2. MATERYAL ve METOD.....	: 30-41
3. DENEY	: 41-43
4. BULGULAR	: 43-44
5. TARTIŞMA	: 45-49
6. SONUÇ	: 50
7. ÖZET	: 51
8. LİTERATÜR	: 52-54

-GİRİŞ-

X- Işınlmasının 1895 yılında Wilhelm Conrad Roentgen tarafından keşfini takiben çok kısa süre içerisinde çok geniş alanlarda kullanılmaya başlanmış ve canlı dokularda meydana getirmiş olduğu etkiler bizzat keşifi tarafından da ortaya konmuştur. Önceleri bir çok araştırmacı bu ışınlardan korunmaya gerek olmadığını iddia etmişlerse de teknolojinin kısa zaman içinde büyük aşamalar göstermesi Roentgen'i haklı çıkartacak sonuçlara ulaşmıştır.

İnsanların doğada mevcut radyasyonların yanı sıra, yapay radyasyonlardan etkilenmeleri önceleri araştırmacılar tarafından dikkatle gözlenmişse de, ortaya basit cilt yanıkları, epilasyon, eritemler daha sonraları da anemi tabloları ortaya çıkınca konunun önemi daha iyi anlaşılmıştır. Hücre biyolojisinin ilerlemesiyle hücresel seviyedeki destrüksiyonlar gözlenmeye başlanmıştır. Bu destrüksiyonları incelemeden önce radyasyon kaynaklarını kısaca inceleyelim:

Radyasyon kaynakları doğal ve yapay olarak iki guruba ayrılır. Doğal radyasyon kaynakları hem vücudun dışındaki hem de vücudun içindeki radyoaktif maddelerden oluşmaktadır. Başlıca dış doğal kaynaklar:

- a) Kozmik ışınlar,
- b) Yer kabuğundaki radyoaktif maddeler,
- c) Sulardır,

İç kaynaklar ise potasyum ve radyum elementleridir. Kozmik ışınlar çeşitli dalga boylarında yüklü ve yüksüz parçalardan oluşurlar, ancak atmosferden geçerken büyük çapta absorpsiyona uğrarlar. Yapı malzemelerinde kullanılan yer kabuğu maddeleri nedeniyle tuğla ve betondan yapılmış binalardan yılda 80 mrad. doz ölçülmektedir.

Yine radyoaktif maddelerin sulara karışmasıyla normal kullanılan sularda da belirli bir oranda radyoaktivite mevcuttur. Bu suların içimi zamanla kemikte radyum oranının artımını sağlamakta, bu da ortalama yılda 40 mrad. lık bir radyasyon dozu vermektedir. Vücutta bulunan tabii potasyumun belli ölçüdeki bir kısmının radyoaktif izotop şeklinde bulunması ile de yılda 20 mrad. civarında doz ortaya çıkmaktadır⁶

Bunlar hepimizin etkilendiği, kaçınılması imkansız olan radyasyon kaynaklarıdır. Tabii radyasyon dozuna, yapay radyasyon kaynaklarının hasıl ettiği artma ilave edildiğinde, tahrip edici etkiler gözlenebilir. hale gelmektedir. Mevcut raporlar tıbbi hizmetlerin çok geliştiği ülkelerde yapay radyasyon kaynaklarından gelen genetik hasara en fazla teşhis radyolojisinin sebep olduğunu göstermektedir.

X- Işını ile yapılan tetkiklerde hastalar çok yüksek doz almazlar, fakat bu gün doz ile tesir arasında lineer bir bağlantı olduğu ve eşik dozunun mevcut olmadığı bilinmektedir. Yani bir eşik dozunun tarif edilememesi, ne kadar küçük radyasyon dozuna maruz kalınırsa kalınsın, bir radyasyon hasarının meydana gelebileceğini düşündürmektedir. Bu bakımdan son senelerde araştırmacıların dikkatleri teşhis radyolojisi esnasında maruz kalınan düşük seviyeli radyasyon miktarının tayini ve bunların hasıl edeceği hasarların araştırılmasına yönelmiştir. Bunda, biraz da nükleer enerjinin günlük yaşantımıza girmesinin uyarıcı bir etkisi olmuştur. Teşhis radyolojisinden gelen doz miktarını en düşük seviyede tutmak için, röntgen cihazı kullanan görevlilerin, hastaların radyasyondan korunmasına büyük önem vermesi gerekir. Pek çok X- Işını görevlisi için ne anlaşılması, ne de ömür boyu gözlenmesi mümkün olmayan genetik hasarlar için hastanın korunma sorununa gösterilmesi gerekli olduğunu söylediğimiz bu titizlik anlamsız gelebilir. Sağ-

lık görevlilerinin hastalara karşı sorumluluklarından dolayı gerekenden fazla radyasyon dozu kullanmamaları en insancıl görevlerinden sayılmaktadır. Zira röntgen ışını ile teşhisleri yapılan hastalar, röntgen makinası ile karşı karşıya geldiğinde, belki kendinde bir takım hasarlar olabileceğini düşünebilir, fakat hiç bir hastanın aklına kendinden türeyecek nesillerde bir anomali olabileceği gelmez.

Genetik hasarları bilmemiz ve doğurabilir yaştakilerin korunmasını istememiz, yarım yapılan bir radyografi tetkikini kabullenmemiz anlamına alınmamalıdır. Aksi halde bu zararlarından korunmak için teşhisi eksik yapmak, hastayı bir tehlikeye korurken bir başka tehlikeye, yanlış teşhis ve tedaviye sürüklemek olur. Lüzumsuz ışınlardan sakınmada bizim hareket çizgimiz, istenilen radyografinin alınması esnasında maruz kalınacak doz miktarını azaltmak esnasına dayanır. Bütün bu bilgilerimizin ışığı altında, uygar ulusların yıllar önce başlatmış olduğu " İnsan ve çevreyi radyasyondan koruma" çalışmalarına yeni başlayan ulusumuza ve onun bilim çevrelerine, yapmış olduğumuz bu küçük çalışma ile ufak bir katkıda bulunmaya gayret edeceğiz.

Radyasyonun insan dokuları üzerinde iki türlü etkileri olduğu bilinmektedir. Bunlar:

- 1) Somatik etkiler
- 2) Genetik etkiler

olarak iki ana grupta incelenir. 13

- 1) Somatik etkiler:

Radyasyona maruz kalan şahsın kendinde görülen etkilerdir. Kan ve kemik iliği gibi hücrelerin tahrip olması ile ilgilidir.

- 2) Genetik etkiler:

Üreme organlarının tahrip olması ile ilgili arazlar olup, radyasyona maruz kalan şahıstan türeyen nesilde görülmektedir. Üreme organlarına radyasyonun etkisini inceleyecek olursak şöyle bir durum görürüz:

Spermatogonia testislerde yer alan hücrelerin içinde radyasyona karşı en hassas olanıdır. Işınlama sonucu nekroz, kromozom anomalileri, bölünmenin durması beklenen sonuçlardır. Çok düşük radyasyon dozları bile bu hücrelerde genetik değişikliklere yol açabilir. Işınlanmış olan spermaların çoğu ke-re morfolojik değişiklik göstermediği halde dölleme kabiliyeti kalmamaktadır. Dişi üreme organında bulunan yumurta ve granülosa hücreleri radyasyona karşı en hassas olan hücrelerdir. İnsanlarda düşük dozların geçici kısırlığa sebep oldukları bilinen bir gerçektir, bunun süresi 12 ila 36 ay arasına da değişmektedir. Yüksek dozda ise menapoza ve ruhi sıkıntılara eğilim gözlenmektedir. Dölleme olayı olsa bile yumurta hücresi uterus duvarına yapışamaz. Bu bakımdan radyasyonun insanlar için en kötü etkisi kısırlığa sebebiyet vermesidir. Bilindiği gibi kadın üreme organı anatomik olarak erkek üreme organından daha saklı olduğundan radyasyona karşı daha az hassastır. Bu bakımdan aynı şartlarda, ayrı cinsten iki insanın radyasyona karşı duyarlılıkları da birbirinden farklıdır. Bu konuda yapılan çalışmalarda ergin bir insan için günlük müsaade edilen doz 20 mRem. olarak saptanmıştır. (13)(14) Radyasyon hasarları uzun süreler sonra da görülmekte ve bu devreye "latent devre" denilmektedir. Ancak ani ışınlamalarda bir kaç saate kadar tesirler ortaya çıkmakta ve yüksek dozlarda ölüm olayı meydana gelmektedir. Ölüm olayı 500-600 Rem. lik ışınlamalarda ortaya çıkmakta, 200 Rem. ise deride eritemler meydana getirmektedir. (11)(13)(14)

Bu etkiler gözlenmeye başlandıktan kısa bir müddet sonra ileri ülkelerde özel komisyonlar kurulmuş ve radiant enerji kontrol altına alınmıştır. İlk defa İngiltere'de (İngiliz Röntgen Kurumu(1915),) daha sonra Amerika Birleşik Devletlerinde(Amerikan Röntgen Işınları Kurumu (1922),) kurulmuştur. (14)

İkinci dünya savaşından sonra ABD' de hastaları korumak, röntgen makinalarını optimal seviyede tutmak, yetişkin, bilgili personel kullanmak ve toplumu aydınlatmak amacı ile çeşitli resmi ve gayriresmi kurumlar oluşmuştur. Bunlar genellikle radyasyondan korunmayı amaçlayan ve bunları standart hale getirip gerekli kontrolü yapan federal hüviyetli kurumlardır. Bunlar kısaca: (14)

1- (NCRP) National Council on Radiation Protection: 1964 de federal hüviyet kazanmıştır, toplum sağlığı servisi ile beraber radyasyon korunması programını yürütür.

2- (AEC) Atomic Energy Commission: 1945 de kurulmuş olup reaktörlerin ve reaktör ürünlerinin yani radyonükleidlerin kontrol ve emniyetini sağlar.

3- (FRC) Federal Radiation Council: 1959 da kurulmuş olup başkana karşı sorumludur ve ülkelerdeki radyasyon sağlığı ile ilgili sorunları çözer.

4- (PHS) Public Health Service: Ülkedeki toplum sağlığı ile ilgili tüm sorunları çözmekle yükümlüdür. AEC ve PHS beraberce ülke çapında röntgen cihazı ve kullanımını standart hale getirmişler ve bir düzen kurmuşlardır. Bu standartlaşma (WHO) World Health Organisation tarafından bütün dünyaya tavsiye edilmiş ve cihaz yapımları buna göre düzenlenmiştir. Buna göre:

a) Cihazlar ve donanımları, b) Teknikler, C) Klinik ve öteki mesleki hükümler düzenlenmiştir.

a) Tıbbi röntgen cihazları ve donanımları için yine standartları NCRP formüle etmiştir. Bu hazırlık işleminde Food and Drug Administration (FDA) un katkısı olmuştur. Bu kuruluşlar X-Işının collimationu, filtrasyonu, Kvp. si, ışın tüpünü, hasta ve hekimin korunmasını önemle ele almışlar ve tıp fakültelerini, teknik okulları bu konuda araştırma yapmaya yöneltmişler ve finanse etmişlerdir.

Collimation: (12) (28)

Radyolojik araştırmada genel prensip düşük radyasyona karşın geniş bir fotografik bilgi elde etmektir. Bunun yanı sıra hasta, hekim ve yardımcı personelinde korunması şarttır. Bu bakımdan X-ışınını sınırlandırmak, sadece görünmesi istenen sahayı kapsıyacak şekilde tutmak gerekir. Bunun için iki ana öğeye dikkat etmek gerekir:

- 1) Merkezi ışını incelemek sahanın tam ortasına isabet ettirmek,
- 2) Yeterli kolimasyon: Bu da koni, ve diyafram (kolimatör) kullanılarak sağlanır. Bunlar ışını görünmesi istenen sahanın boyutlarında sınırlı halde tutarlar, ayrıca gonadlara yansımış halde gidecek olan ışının sınırlandırılması ve görüntünün kalitesinde kolimatörlerle sağlanır. PHS'e göre ortalama genetik doz olan 55 mRad. ın % 90 nı radyolojik tetkiklerden alınmaktadır. Eğer uygun kolimasyon yapıp yetişmiş personel kullanılırsa bu değer 19 mRad. a kadar düşmektedir.

Filtrasyon:

X- Işınının filtrasyonundan gaye uzun dalgalı X- ışınını absorbe etmek ve dolayısı ile hastanın lüzumsuz ışınlanmasını önlemektir. Bunu optimal seviyede tutmak ise şu faktörlere bağlıdır.

a) Kullanılan Kvp,

b) İncelenecek dokunun kalınlığı,

c) Yapılacak olan radyolojik tetkikin niteliği:

Sert doku, yumuşak doku tetkiki, radyopak incelemeler.

d) Kullanılan filmin özelliği,

a) Kvp arttıkça kullanılan filtrenin kalınlığıda azalmaktadır.

Şöyleki:

Kullanılan Kvp.	Minimum total filtrasyon (Kendi, ilave)
50 Kvp.nin altında	2.0 mm. Al. eşdeğeri
50-70 Kvp. arasında	1.5 mm. Al. eşdeğeri
70 Kvp. den yukarı	0.5 mm. Al. eşdeğeri

b) İncelenecek dokuların kalınlığı ise genel bir kaide ile sağlanmıştır. Genel olarak bütün dokular için 2 mm. Al kalınlığı (bazı özel haller dışında) standart olarak kabul edilmiştir.

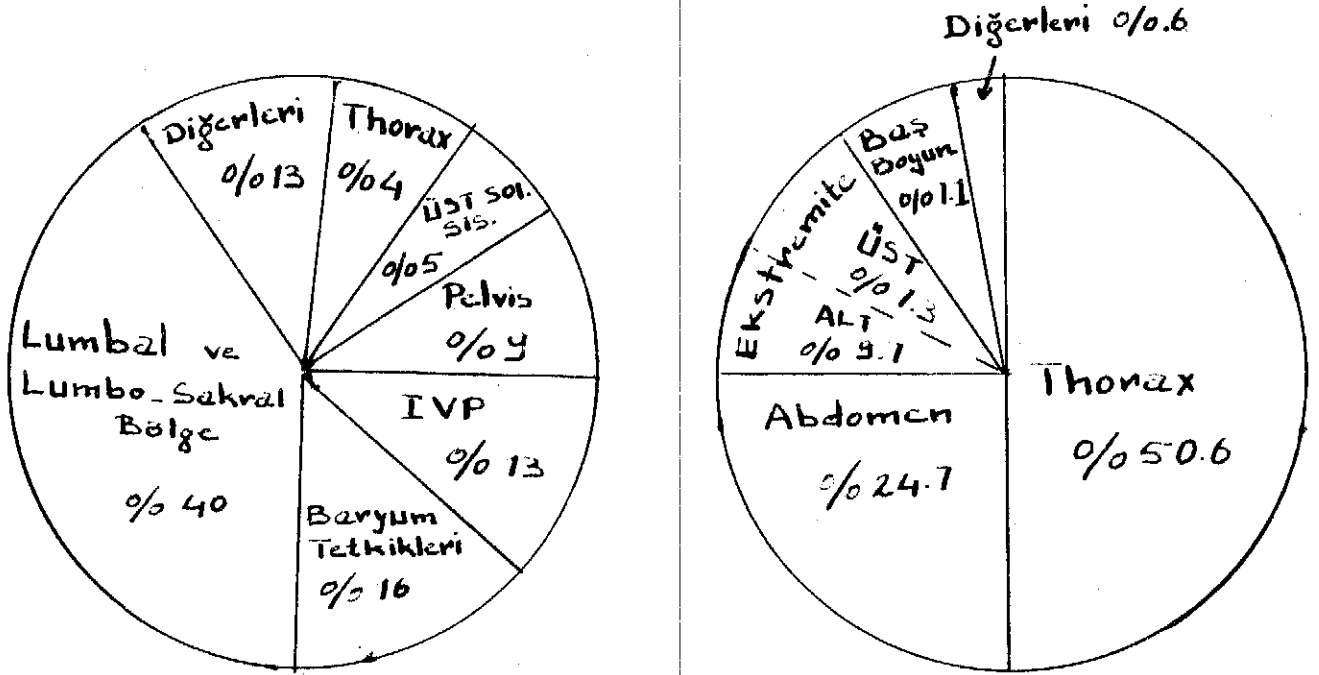
c) Bazı özel tetkiklerde, örneğin: Mammografide 50 Kvp. nin altında çalışıldığı için filtrasyon düşük tutulabilir.

d) Işınlama ve buna bağlı faktörlerin minimum zarar vermesi için de ultraspeed (hızlı) filmler tavsiye edilmektedir.

ABD de 1974 yılı istatistiklerine göre nüfusun yarısı her yıl teşhis ve tedavi için radyasyon almaktadır. Bunlar gerek ışın şeklinde, gerekse radyoaktif materyel kullanma şeklinde olmaktadır. Bir yılda bu ülkede dış filmleride dahil-806 milyon film tüketilmektedir. Bu filmlerin 1/2 si Thorax, 1/4 ü alt ve üst abdomen, 1/4 ü baş, boyun ekstremiteler ile ilgilidir. Fluoroskopi ile ilgili araştırmalarda ise 1/2 üst sindirim sistemi, 1/4 baryum ile yapılan tetkikler, 1/4 de diğer tetkikler-

dir. Bu graflerin yarısı hastahanelerde, 1/4 ü muayenehanelerde, kalan kısmında gezici ekipler, dispanserler gibi diğer sağlık kuruluşlarında yapılmıştır.

Radyolojik tetkikler esnasında hastalar tarafından alınan doz miktarları hakkında pek çok araştırma yapılmıştır. ABD de toplum sağlığı servisinin 1964 de yayınlandığı ilk araştırmada bu doz miktarı hakkında bilgi verilmiştir. Bu miktar ABD de kişi başına yılda 55 mRad. olarak hesaplanmıştır. Ayrıca her kişinin doğadan almış olduğu bir doz vardır ki bu da 120 mRad. civarındadır. Bu 55 mRad. lık doza Genetically Significant Dose (GSD) denilir. 120 mRad. lık dozun adı ise Background Dose' dur. Hangi tip röntgen tetkiklerinin GSD' ye ne oranda etkili olduğu şekil 1 de görülmektedir.



Şekil 1 de lumbal, lumbosakral, bölgeler, pelvis, üst sindirim yolları ve thorax' da yapılan tüm radyolojik ve fluoroskopik tetkiklerin genel vücut tetkiklerinin % 87 sini kapsa-

dığı görülmektedir. İki şeklin karşılaştırılmasında abdomen ve pelvis bölgelerinden alınan radyografilerin GSD nin %90 nını teşkil ettiği görülmektedir. Buna karşılık bu bölge tetkikleri, tüm radyografik tetkiklerin ancak yaklaşık %25 ni teşkil etmektedir. Zaten GSD bir anlamda gonadal doz demektir. ve bu da şekillerin karşılaştırması ile açıkça görülmektedir.

Uluslar arası düzeydeki çalışmalar 1925 yılında Londra' da toplanan radyoloji kongresinde başlamış, 1928 yılında Stockholm'de toplanan International Council on Radiation Protection (ICRP) ile örgütsel bir biçim almıştır. Komisyon, ışın ile ilgili birimleri standardize etmiş ve bu dünyada geçerli kavramları ortaya koymuştur. Bu durumda 1965 yılında kabul edilen son kavramlara göre radyasyon dozu birimi Röntgendir. ve " normal şartlar altında 0.001293 gr. hava içinde 1 elektrostatik ünitlik yük taşıyan bir iyon çifti meydana getiren radyasyon miktarı " olarak tarif edilir. Fakat bu radyasyonun tamamı cisimler üzerinde iyonizasyon meydana getirecek şekilde absorblanmamakta olduğundan röntgen sadece exposure birimi olarak kullanılmaktadır. Canlılarda önemli olan absorpsion olduğundan, absorblanmış doz birimi Rad. kullanılmaktadır. Bu da gram başına 100 erg lik bir enerji absorpsionu meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır. Bir gram hava içerisinde 1 röntgenlik ışınlama 0.88 rad. yumuşak dokuda ise 0.98 rad. dır. Yani yumuşak dokuda absorpsion daha fazla olmaktadır.⁹ Bütün raporlara göre iyonlaştırıcı radyasyonların tümü hücreler ve dokular üzerinde aynı etkiyi meydana getirmektedir. Yalnız bu konuda etkili olan radyasyon miktarını bilmek gerekir. ^{3,11} Çeşitli tip radyasyonların biyolojik etkinlikleri arasındaki farkı belirtmek üzere Relatif Biyolojik etkinlik denilen bir faktör kullanılmaktadır. Ve bu faktör tam sa-

yıllarla ifade edilmektedir. Böylece Rad. cinsinden ifade edilen absorblanmış doz ile kalite faktörü çarpılırsa Rem. diye ifade edilen biyolojik doz miktarı ortaya çıkmaktadır. (Rem: Roentgen Equivalent Man). X ve γ ışını için kalite faktörü (1) dir. İyonize edici ışınların biyolojik sistemler üzerinde yapabileceği zararlar bu birimler dahilinde ifade edilmektedir.^{4,6}

Radyasyon ve korunma prensipleri, daha önce belirttiğimiz uzun çalışmalar sonucu ortaya çıkan değerler, zamanımıza kadar değişen teknolojik imkanların verileriyle oluşmuştur. Bu gün gelişen inceleme metodlarının yanı sıra önlemler alınmasında da teknolojik gelişmelerin büyük katkısı olmuştur. Uluslararası radyasyondan korunma örgütlerinden başka, her ülkede bu konuda örgütler kurulmuş ve özellikle tıbbi ve diş hekimliği radyolojik incelemelerinde uyulması gereken kurallar tesbit edilmiştir. Diş hekimliğinde kullanılan X-Işını cihazlarının fazla zararlar doğuracak güçte olmamaları nedeni ile tehlike sınırlarının az olduğu, ancak radyolojik incelemeler yapan her diş hekiminin kendisi, hastası ve çevresi açısından şimdiye kadar kabul edilmiş kurallara uyması gerektiği belirtilmiştir. Bu kurallar gerek radyolojik bilgiler, teknikler, apareyler gerekse korunma yöntemleri ve sağlık açısından çok önem arz etmektedir. Bu kurallar kısaca şu şekilde özetlenebilir: ^{2,3,6,7}

1- Diş Hekimliğinde kullanılan röntgen cihazları ortalama 50-90 Kvp. ve 5-15 mA. güçle çalışmaktadır, bu nedenle bu cihazların zararlı etkilerine mani olmak için belli Kvp. ve mA. durumlarına göre filtre edilmeleri gerekmektedir. Cihazlar 50 Kvp. ile çalışıyorsa 2 mm Al., 70-90 Kvp. ile çalışıyorsa 0.5 mm Al. filtre yeterlidir.

2- Film çekerken hasta yüzünde 2.75 inç., yani 7 cm. çapından daha fazla olmayan ekspoz sahası elde etmek için kurşun kolimatörler kullanılmalıdır. Şayet çeşitli mesafelerden film çekimi söz konusu ise kolimatör çapı hasta yüzündeki ekspoz sahası 7 cm. olacak şekilde Thales bağıntısından hesaplanmalıdır.

3- Ekspoz zamanı: mesafe, filtrasyon, Kvp., mA. 'e göre ayarlanmalıdır. 65 Kvp. ve 10 mA. güçle çalışan röntgen cihazı için ekspoz zamanı ortalama 0.5 sn. dir.

4- Kullanılan filmler Ultra-speed D gurubu hızlı filmler olmalıdır.

5- Alınan radyograflar, ideal karanlık oda şartlarında ve banyo çözeltilerinde banyo edilmelidir.

6- Hasta sağlığı açısından daima kurşun önlükler kullanılmalı, yine operatör ve çevre sağlığı açısından oda içerisinde kurşun bariyerler bulunmalıdır.

7- Film çekerken hasta ile en az iki metrelik mesafede bulunmalı, tüp pozisyonuna göre tüpten çıkan merkezi ışınla 135 derecelik açı teşkil edecek şekilde durulmalıdır.

8- Operatör ve diğer yardımcı personel radyolojik incelemeler için yeterli bilgi seviyesinde olmalıdır.

9- Radyasyonla uğraşan kişilerin maruz kaldıkları ışın miktarlarını, belirtilmiş olan doz sınırları içinde, dozimetrelerle tesbit ettirmeleri gerekmektedir.

Bütün bu standardize edilen aletlere, film çekme tekniklerine, yetişmiş personele rağmen dünyada radyasyona uğrayan insanların sayısında bir azalma olmamakta, bilakis artmaktadır. Bunu önleme için çeşitli ülkelerdeki Atom Ener-

jisi Komisyonları ve Dünya Sağlık Teşkilatı (WHO) beraberce çalışarak çeşitli korunma yöntemleri geliştirmeye başlamışlardır. Doğal olarak bunlar hastayı, hekimi, yardımcı personeli korumaya yönelik bazı ek aletler ve yöntemlerdir. Ek aletlere örnek olarak çeşitli tipteki Shield'leri gösterebiliriz. Ayrıca hastayı korumak için kurşun önlükler kullanılmaktadır, film çekilen yerlerin duvarları kurşun levhalarla izole edilmektedir. İnce kurşun levhalarla izole edilmeyen yerler ise kalın beton duvarlarla ayrılmalıdır.

Diş hekiminin ve yardımcı personelin korunması: 4,7,15,18
Radyolojik inceleme yapan her diş hekimi için doz tayini klasik olarak film dozimetreleriyle yapılmaktadır. Film dozimetresi içinde 3 x 4 cm. boyutlarında içinde iki film ihtiva eden, ön yüzünde filmin görülebileceği açıklık olan, çoğunlukla plastik bir kutucuk olup, yaka veya cep üzerine iliştirilir. Öndeki açıklığın altında kurşun, bakır veya kadmiyum filtreler bulunur. Bu filtreler daha ziyade beta ışınlarını absorbe ettiklerinden filme gelen total radyasyon oranı ile, filtre edilen beta ışınlarının oranı, film üzerindeki kararın nedeni ile tayin edilebilmektedir. Özel olarak banyo edilen filmler, daha önce belli dozlarla ekspoz edilerek kalibre edilmiş filmlerle densitometrik olarak mukayese edilerek alınan doz miktarı tayin edilebilmektedir. Dozimetre içinde kullanılan özel filmler bir paket içinde olup, birisi hızlı diğeri yavaş emülsiyon ihtiva etmekte olup 10 mRad. -1800 röntgene kadar doz tayini yapılabilecek durumdadır.

Araştırmamızda paralel film çekme tekniğinden faydalandığımızdan şimdi paralel tekniğin gelişmesini ve prensiplerini kısaca inceleyelim: 12,17,27,28

1920 yılında Franklin Mc. Cormack isimli bir müellif, radyografi tekniğinin güvenilir olması için bazı şartları sağlaması gerektiğini bildirmişti. Bu şartlar :

1- Ağzın normal kısımlarının hastalıklı kısımlarıyla karşılaştırılmasında radyografik değişiklikler yapmadan seri halde çekim sağlanabilmeli,

2- Radyografda dişler hakiki pozisyonlarında ve komşu dişler, çevre dokularıyla görülebilmeli,

3- İlk seride alınmış olan radyograflar, diğer serilerle karşılaştırılabilmek için aynı şekilde alınabilmelidirler,

4- Yanlızca zaman faktörü ilk çekilen filmi yeterli detayla göstermediği patolojik ve fizyolojik değişiklikler diğer filmlerle tesbit edilebilmelidir,

Yine bir radyoloji uzmanı olan Donald Mc. Cormick uzun koni tekniği kullanarak maksiller dişlerin hemen hemen pratik olarak hiç bir süperpozisyona uğramadan gösterilebileceğini tesbit etmiştir. Vakaların % 80 ninde maksiller sinüs tabanı, molar dişlerin ve premolar dişlerin kökleri hakiki anatomik boyutlarında görülmekteydi. % 10 vakada ise meydana gelen kısmi hatada, genellikle zigomatik ark ve damak derinliğinin fazla olmasından ileri gelmekteydi. Mc. Cormick diş hekimliğine uzatılmış ışın kaynağı-film mesafesi tekniğini getirerek büyük yararlar sağlamıştır. Tıbbi radyografide bu prensibin, objenin görüntüsünün büyümesinin azaltılması için uzun zamandır kullanılıyor olması, Mc. Cormick'ı bu düşünceye sevk etmiştir. Yapmış olduğu çalışmalarda 24 ilâ 40 inc'lik uzun koniler kullanmıştır. 1937 senesinde Donald Mc. Cormick bu teknikle ilgili prensipleri daha da geliştirerek, gerek 1937 ve gerekse 1950 de

yayınlanmıştır. Prensiplerin uygulanması için diş röntgen cihazlarında ve diş fotöylerinde değişiklikler yaptı. Uzun koninin boyunu 36 inc'den 14 ilâ 20 inc. uzunluğuna indirmiştir.

Fitzgerald da gene uzun tip koni kullanan araştırmacılardandır. 1947 yılında diş hekimliğinde tıbbi radyografik genel prensiplerin uygulanmasını başlatmıştır. Görüşüne göre filmin dişten uzakta ve dişin uzun aksına paralel tutulmasıyla ve ışın kaynağı-film mesafesi uzatılarak elde edilen görüntüde, geometrik kesinsizlik minimale iner. Fitzgerald 1950 yılında radyograflarda anatomik kesinliği sağlamak amacıyla 4 prensip ortaya koymuştur:

- 1) Filmin yüzeyinin dişin uzun aksına paralel olması,
- 2) Filmin gereğince dişten uzağa konması,
- 3) Dişin uzun aksının sağlam olarak tesbit edilmesi,
- 4) Sert ve bükülmeyen paketlerin kullanılması,

Fitzgerald filmlerin ağız içinde sadece alt molar bölgede fazla uzağa yerleştirilemediğini, bunun da anatomik olarak imkânsız olduğunu belirtmiştir. Yine filmlerin kurşun veya sert plâstik arkalık ihtiva etmesi, meydana gelen bükülmeler sonucu görüntü bozukluklarının ortadan kalkacağını açıklamıştır. Paralel teknik ile teşhis bakımından çok üstün kalitede radyograflar elde edilmiştir. Gerek Barr gerek Gron isimli araştırmalar filmler dişlere paralel olarak yerleştirildiği ve ışın filme dik olarak geldiği zaman filmlerde çevre dokuların hayret edilecek kadar doğrulukla tesbit edildiğini görmüşlerdir. Onlara göre film ile diş arasında tam bir paralellik mümkün değilse ve ışınlar filme dik, dişin uzun aksına 20 dereceden fazla olmayan bir açıyla gerekiyorsa yine iyi radyograflar el-

de etmek mümkündür. Bu tekniği daha sonra Wageneer, Updegrave,²² Wuehrrmann²⁸ gibi tanınmış araştırmacılar daha da geliştirmişler ve bu gün kullanmakta olduğumuz paralel tekniği ortaya koymuşlardır. Updegrave²² isimli araştırmacı silindir şeklindeki koniler lüzumundan fazla dokuları radyasyona maruz bıraktığı için, kendi geliştirmiş olduğu dikdörtgenler prizması şeklindeki konileri kullanmış ve bu konilerin % 58 oranında radyasyon alanını azalttığını söylemiştir. Ayrıca yine kendi geliştirdiği bir takım apareyler ile standardizasyon sağlamıştır. Updegrave dikdörtgenler prizması şeklinde konilerden elde ettiği radyograflarda ışınların yansıma oranının çok düşük olduğunu ve dolayısı ile buna bağlı olarak meydana gelen fogun hemen hemen ortadan kaybolduğunu söylemiştir. Dental radyolojistler paralel tekniği bütün dünyada başarı ile kullanmaktadırlar. Bu teknik rutin olarak dünyanın belli başlı kliniklerinde kullanılmaktadır. Vermiş olduğu bilgilerin doğruluk oranının yüksek olması dolayısı ile genellikle açılı ortay tekniğine tercih edilmektedir. Paralel tekniğin uygulanmasında ana prensipler şunlardır:¹⁷

1)Radyasyon kaynağından objeye kadar olan uzaklık mümkün olduğu kadar uzun olmalıdır.

2)Obje ve film birbirine paralel olmalıdır.

3)Obje ve film arasındaki mesafe mümkün olduğu kadar kısa olmalıdır.

4)Fokal spot dediğimiz radyasyon kaynağı mümkün olduğu kadar küçük olmalıdır.

5)Işınlar hem objeye hem filme dik gelmelidir.

Bu teknikte filmin dişlerin uzun aksına paralel olarak yerleştirilmesi önemli bir faktördür. Fakat, sadece mandibuler sahada anatomik imkânsızlıklar nedeni ile film ve dişler temas halin-

dedir. Cisim ile film arasındaki bu yakınlık sebebi ile kısa koni kullanılacak olursa görüntü büyük olur. Uzun koni kullanmakla bu durumu kompanze ederek film mesafesi arttırılmış ve görüntülerdeki uzama kendiliğinden ortadan kalkmış olur. Bu teknik bu kadar mükemmel olmasına rağmen bazı istenmeyen durumlarda ortaya çıkabilmektedir. Her şeyden önce:

1) Fazla zaman almaktadır.

2) Özel uzun koni ihtiva eden röntgen cihazları gerektirmektedir.

3) Işın kaynağı ile film arasındaki mesafe uzadığı için radyasyon miktarını arttırmak gerekmektedir. Çünkü radyasyonun şiddeti bilindiği gibi mesafenin karesi ile ters orantılıdır.

4) Ters kare kanununu uygulamak için normal densitede film elde edebilmek gayesi ile ışınlama süresi arttırılmalıdır. Ancak bu tekniğin en mühim avantajı, bazı faktörleri sabit tutarak belli zaman aralıklarında aynı şartlarda, aynı hastadan gerek patolojik durumu takip edebilmek, gerekse yapılan tedaviyi takip edebilmek için seri filmler elde edebilme olanağının bulunmasıdır. Radyografların düplikasyonları için mesafe, pozisyon açılama şartlarının daima aynı olması gerekmektedir. Aynı şartlar altında, aynı densitede radyograflar elde etmek için bazı kaidelerin yerine getirilmesi gerekmektedir.^{5,16}

Bu kaideler:

- 1) Kilovoltaj, miliamper sabit olmalıdır. Araştırmalar göstermiştir ki periodontal incelemeler için 90 Kvp. ve 10 mA. akım şiddeti en uygun olan akım şiddetidir.
- 2) Işınlama süresi her bölge için Kvp. ve mA. bağlı olarak sabit tutulmalıdır.

- 3) Kullanılan filmlerin hızı ve tipi her zaman aynı olmalıdır.
- 4) Filtrasyon Kvp. ye göre ayarlanmalıdır.
- 5) Kolimasyon hasta yüzünde 6 ilâ 7,5 cm. çapında bir ışınlama sahası meydana getirecek şekilde olmalıdır.
- 6) Banyo solüsyonlarının firmalarınca tasviye edilen şekilde hazırlanması, ısı, zaman ve solüsyonların tazelik derecelerinin aynı olması zorunluluğuna dikkat etmek gerekmektedir.
- 7) Film tutucu bloklar, kalıplar mesafe ve pozisyonu aynı tutacak ısırıcı bloklar, aynı şartlarda diğer filmlerin alınması için de değişmemelidir.
- 8) Filmlerin serin, kuru, radyasyon ve kimyasal maddelerin etkilerinden uzak bir yerde saklanması gerekir. Uzun müddet depo edilmemeleri gerekmektedir.
- 9) Radyograflardaki densite değişimlerini tayin etmek için Alüminyum Step-Wedge (merdiven basamağı) kullanılmalıdır.

Paralel tekniği genel prensipleriyle bu şekilde kısaca tanımladıktan sonra, radyolojideki temel elemanlardan radyografları inceleyelim;¹⁸

Bir obje içerisinden geçirilen X-ışınları yardımı ile bu objenin iç yapısının röntgen filmi üzerinde kaydedilmesinden elde edilmiş olan görüntüye radyograf adı verilmektedir. Bir radyografin meydana getirilmesi için gerekli olan röntgen filmlerinin esas yapıları günümüzdeki şeklini alıncaya kadar çeşitli aşamalardan geçmiştir. Bu aşamaların kısa incelenmesinde genel olarak fotoğrafçılığın esasları görülmektedir. Fotoğrafçılığın temelinde ise maden tuzlarının veya organik birleşiklerin ışık veya kimyasal ışınların (mor ötesi ışınlar, kızıl

altı ışınlar, X ve gama ışınları gibi) etkisiyle değişmesine ve parçalanmasına dayanır. Bu yolla elde edilen görüntü de kalıcı değildir. Kalıcı olabilmesi için duyar tabakanın ışıktan etkilendikten sonra bazı özel banyolarda yıkanması gerekmektedir.

Filmin üzerinde bulunan duyarlı tabaka 1550 yılından günümüze kadar yapılan çalışmaların bir ürünüdür. 1871 senesinde Maddox isimli araştırmacı gümüş Bromür ve jelâtinli ilk duyar tabakaları hazırlamıştır. Günümüze kadar süregelen olan araştırmalar bu günkü sonuçları vermiştir. Ancak araştırmacılar daha mükemmel sonuçlar elde etmek çabasıdadır. Duyarlı olan tabakayı geliştirmek için yapılmakta olan çalışmalar sürüp gitmektedir.¹⁶ Film plâğının esasını teşkil eden baz ise kullanılacağı alana göre değişmekte ve emülsiyon değişik bazlar üzerine sürülmektedir. 1889 yılında sellüloz nitrat, 1901 de yanmaz asetat, 1931 de çok daha dayanıklı olan Triasetat, ikinci dünya savaşından sonra ise poliesterler baz yapımı işinde kullanılmaya başlanmıştır. Film üzerindeki gizli görüntüyü verebilecek emülsiyon değiştirilmiş ve bu günkü esas yapı için 37 derece sabit tutulan % 20 lik bir jelâtin eriyine bazı alkali halojen tuzlar (Potasyum bromür, potasyum iyodür veya potasyum florür) katılmıştır. Bu eriyin içine gümüş nitrat eriyiği katıldığı zaman emülsiyon bileşimine göre değişen bir gümüş tuzu meydana gelir. Bu tuzun ince billurları, yalnız mavi ve mor ışınımına karşı duyarlıdır. Emülsiyon durulduğu zaman tepkimededen arta kalan tortuları gidermek için de ayrı bir seri işlem gerekir. Genel duyarlığı arttırmak için gerekli işlemlerden biri temizlenmiş emülsiyonu yeniden eritip belli bir süre bu ısıda tutmaktır. Diğer yöntem ise amonyak katmaktır. Jelâtin içindeki gümüş bromür, iyodür veya klorür billurlarınının

yüzeyinde veya içlerinde bulunan tanecikler onları duyarlı hale getirmektedir. Bu taneciklerin nitelikleri kolloidal gümüşle aynıdır. Işığın etkisi altında tanecikler görünmez ve karmaşık bir takım kimyasal değişikliklere uğrarlar ve birinci banyodan sonra görünür hale gelen görüntüyü meydana getirirler. Birinci banyonun rolü, gümüş tuzundan indirgenmiş gümüşü, tanecikle birleştirmek diğer bir deyişle taneciği değiştirmektir.¹⁶ İkinci banyonun rolü ise; birinci banyoda banyosu yapıp suda yıkanmış film üzerine, burada bulunan sodyum tiyo sülfatın etkisi ile ekspoz edilmemiş veya develope edilmemiş gümüş bromit kristallerinin filmden uzaklaştırılmalarını sağlamaktır. Kısaca bugün kullanılmakta olan röntgen filmlerinin yapısı şu şekildedir:

1) Baz dediğimiz kısım, sellüloz asetat veya plâstik bir maddeden yapılmış olup mavimtrak ve transparent bir yapıdadır.

2) Emülsiyon kısmı: Jelâtin içinde süspanse halde gümüş bromid kristallerini havi bir yapı gösterir ve baz kısmının ya bir tarafına veya iki tarafına birden sürülür. Bu yapıyı daha da derinlemesine inceleyecek olursak, ortada baz kısmı, onun üzerinde emülsiyon tutabilecek bir materyal, daha sonraki tabaka emülsiyon, onun üzerine de emülsiyonu koruyacak olan diğer bir koruyucu tabaka bulunmaktadır.¹⁶ Baz kısmının transparent ve mavimtrak olmasının nedeni; kontrasta yardımcı olmak ve böylece filmdeki görüntünün densitesinin daha kolaylıkla seçilebilir bir hal almasını temin etmektir. Emülsiyondaki jelâtinin kullanılmasıdaki gaye ise, filmin banyosu esnasındaki sıcaklık şartlarına bağlı olarak gümüş bromid kristallerinin dağılıp yayılmasına mani olmaktır. Gümüş bromid kristallerinin ihtiva ettiği grenler gözle görülmeyecek kadar küçük tanecikler olup, ışığa, x ışınlarına ve gama ışınlarına karşı duyarlıdır. Genel olarak Röntgen filmleri bugün iki esas gruba ayrılmaktadır.

- 1) Screen filmler,
- 2) Non-screen filmler,

Screen filmler de gene ihtiva ettikleri kristal yapılarının büyüklük derecelerine göre:

- 1) Hızlı screen filmler,
- 2) Orta derecede hızlı screen filmler,
- 3) Yavaş screen filmler olmak üzere sınıflandırılmaktadır.

Screen filmler ve Non Screen filmler arasındaki fark, Screen filmlerin expoz edilebilmeleri için bir screen'e ihtiyaç göstermeleridir. Yani doğrudan doğruya x ışınları tarafından ekspoz edilemezler. Bu filmler için özel kasetler vardır. Bu kasetlerdeki screen denilen kısım kalsiyum tungstat, baryum kurşun sülfat veya fosfor ihtiva ederler. Filmi Ekspoz etmek için x-ışını screen'lere, bu kaset içinde çarparak mavimsi bir ışık meydana getirirler ve bu meydana gelmiş olan ışık filmi ekspoz eder. Non-screen filmlerde ise doğrudan doğruya x-ışını vasıtası ile ekspoz meydana gelmektedir.¹⁶

Diş Hekimliğinde kullanılan röntgen filmleri iki ana gruba ayrılır:

- 1) Extra-Oral filmler,
 - 2) Intra-Oral filmler,
- 1) Extra-oral filmlerde gene kendi aralarında:
 - a) Screen, b) Non Screen olarak ayrılırlar.
 - 2) Intra Oral filmler ise:
 - a) Periapikal, b) Bite-Wing, c) Oklüzal olmak üzere ayrılmaktadır.

Intra Oral film paketleri içinde ince bir kurşun levha bulunmaktadır. Bu levhanın konma nedeni:

- 1) Filme sertlik kazandırmak,

2) Filmden geçen x-ışınını tutarak civar dokulara olan etkilerini azaltmak,

3) Yansıyan x-ışınının ekspos edilmiş olan filmi tekrar ekspos etmesini önlemek ve bu şekilde film üzerinde meydana gelebilecek foga mani olmaktadır.¹⁶⁻¹⁸

Extra-Oral filmler, bütün kafa görüntülerini elde etmek için kullanılmakta olan filmlerdir.

Intra-Oral filmlerden periapikal filmler; apikal dokuları, kök ve çevresini incelemeye kullanılır. Oklüzal filmler periapikal filmlerden boyut olarak daha büyüktür ve periapikal filmlerin temin edemeyeceği görüntüleri, mesela: Üst veya alt çeneleri ve ağız tabanını tek bir filmde incelemek için kullanılır. Bite-Wing denilen filmler özel olarak hazırlanmışlardır ve üzerinde hastanın ısırması için bir kısım bulunur. Böylece film ağızda sabit bir halde durabilmektedir. Bu film vasıtası ile Interaproximal çürükler, taşkın dolgular, Interdental septum, dişin kole ve kron kısımlarının tetkiki sağlanabilmektedir.¹²⁻¹⁷

Kullanılmakta olan filmlerin hızları ihtiva etmekte oldukları gümüş bromür kristallerinin büyüklüğüne bağlıdır. Bu kristallerin yüzeyi genişledikçe hızda artmaktadır. Hızlı filmler az ışınla ekspos edilmektedir. Ve bugün Diş Hekimliğinde kullanılan filmlerin iki tarafına da emülsiyon sürülmüştür.¹⁸

Filmlerin saklanması ise ayrı bir konudur. Buna azami ihtimamı göstermek şarttır. Kuru ve serin yerde muhafaza edilmeli, x-ışınlarından uzak tutulmalıdır. Filmler normal kullanma süreçleri içinde kullanılmalıdır. Şayet uzun müddet saklanması gerekiyorsa, -4 den daha düşük bir derecede saklanmalıdır. Bu nedenle filmlerin genellikle buz dolabında saklanması tasviye edilir. Ekspos edilmiş bir röntgen filmi üzerindeki görüntüyü ortaya çıkarabilmek için iki ana işlem gerekir. Bunlar 1 ve 2 inci

banyolardır. 1 inci banyoya developer de denir. Bu banyo alkali bir ortamdır. Bunu takiben film suda yıkanır, ve ikinci banyoya (fixer) konur. Bu ise asit bir ortamdır ve ikinci banyodan sonra görüntü elde edilmiş olur. Teşhis yönünden kaliteli bir radyograf elde etmek için gerekli olan densite, kontrast, detayı da kısaca incelemekte yarar vardır. Bir radyografin densitesi gösterebileceği koyuluk derecesidir. Densite; filme gelen ışık ünitesinin filmde geçen ışık ünitesine oranının 10 tabanına göre logaritmik ifadesidir. Bunu formüle edecek olursak;

$$\text{Densite} = \text{Log} \frac{1}{10^T}$$

(1) gelen ışık,

(T) filmde geçen ışık ünitesidir.

Densiteye etki eden bazı faktörler vardır:

1.Kvp. 2. mA. saniye 3. Işık kaynağı-film mesafesidir.

Radyograflarda, teşhis açısından densitenin 0,25 ilâ 2 arasında olması gerekir. Bu değerlerin dışında olan radyograflar ya çok açık veya çok koyu olmaktadır. ve teşhis değerlerinden kaybetmektedir. Bir radyografda koyuluk arttığı müddetçe densite yükselmekte, açık renk arttığı müddetçe densite düşmektedir. İyi bir densite elde edilmek isteniyorsa cihazın Kvp. si sabit tutulmuş ise, mA. saniyeyi alçaltmak veya yükseltmek yeterli densiteyi sağlar. Densitometre cihazları ile bir radyografin densitesi foto elektrik prensiplere göre ölçülebilir.

Densiteyi etkileyen faktörler:¹⁶

1- Birinci banyo gerekli zaman içinde ve sıcaklıkta yapılamazsa densite bozulur.

2- Expoz zamanı çok önemli bir rol oynamaktadır. Örneğin; expo süresi dolaysıyla çok açık olan bir filmin densitesini optimal seviyeye getirebilmek için, expo süresi arttırılır.

lır. Aynı şekilde çok koyu olan bir filmde densiteyi azaltarak optimal seviyeye getirmek için, expoz zamanı $1/3$ veya $1/4$ oranında azaltılmalıdır.

3- İkinci banyoda film, normal süreden fazla bekletilirse densitenin gittikçe azalmasına ve görüntünün koybolmasına sebep olur.

Kontrast: Bir radyograftaki farklı bölgelerin densiteleri kontrast olarak ifade edilmektedir. Şayet radyografta beyaz ile siyah arasında farklı bir çok densiteler görünebiliyor ise, buna düşük kontrast, aksine koyu ve açık alanlar arasında az densite farkları görülüyorsa, buna da yüksek kontrast denir.

Bir radyografin meydana getirebileceği tabii kontrast, o filmin densitesine bağlıdır. Filmin meydana getireceği densite eğrisi arttığı müddetçe kontrast skalası da o nisbette düşüktür. Kontrasta etki eden faktörler:

1) X-Işınının yoğunluk derecesi,

2) X-Işını tüpüne uygulanan kilovolta bağlıdır. Kvp. alçaldıkça kontrast artmakta, Kvp. yükseldikçe kontrast alçalmaktadır. Yüksek Kvp. de meydana gelen scatter radyasyon miktarı filmde meydana gelebilecek fogu arttırdığından, gözle fark edilir derecede bir kontrast azalması olur.

3) Kontrast aynı zamanda filmin expoz edilme zamanı ile de ilgili olarak değişmektedir.

4) Kullanılan film ve developerin yapısına göre de kontrast değişiklik göstermektedir.

Detay: Bir filmin tabii kalitesini belirtmek için kullanılmakta olan bir terimdir. Detay; meydana gelecek görüntüde objenin kesin sınırlarıyla belirgin olmasına denir. İyi bir detaya

sahip olan radyograf en ufak objelerin dahi imajlarını ihtiva etmektedir. Filmdeki gümüş bromid kristallerinin büyüklükleri detay üzerinde etkili olmakta ve bunlara tanecikler denmektedir. Esas olarak küçük tanecikler iyi detay sağlar. Ayrıca ince olan taneciklerle de detay iyi olarak temin edilir. Fakat bu tür filmlerin hızları yavaştır. İri tanecikli filmler ise daha düşük detay sağlar, fakat bunların hızları yüksektir. Dış Hekimliği radyograflarında, radyografik imajdaki detayın, genellikle görüntünün film üzerine alınması sırasındaki şartlara ve filmin banyo şartlarına bağlı olarak etkilenmesi akıldatutulmalıdır.

Detay keskinliğini sağlayan 5 ana faktör vardır: ¹⁶⁻¹⁸

- 1) Işın kaynağı ile filmin arasındaki mesafe,
- 2) Tüpteki fokal spot büyüklüğü,
- 3) Expoz sırasındaki expo bölgesinin hareketi,
- 4) Screen'deki hız oranı artışı,
- 5) Objenin filme olan uzaklığı,

Film banyoları esnasında filmler üzerinde ne gibi değişiklikler meydana geldiğini anlayabilmek için önce banyo solüsyonlarının ihtiva ettikleri kimyasal yapıyı gözden geçirmekte yarar vardır. ¹⁰⁻²¹ Birinci banyo solüsyonunu incelediğimizde esas teşkil eden 4 ayrı kimyasal yapının mevcudiyetini görürüz:

- 1) Develope edici ajanlar veya indirgeyici ajanlar,
- 2) Reaksiyonu hızlandırıcı alkali bir ortam,
- 3) Oksitlenmeyi önleyici bir koruyucu,
- 4) Develope zamanını ayarlayıcı maddeler,

Birinci banyonun esasını teşkil eden bu 4 esas kimyasal yapı için bu gün kullanılan kimyasal maddeler ise şunlardır:

1- Develope edici ajan olarak Elon veya Metol ve Hid-rokinon,

2- Reaksiyon hızlandırıcı alkali bir ortam olarak sodyum karbonat,

3- Oksitlenmeyi önleyici koruyucu olarak sodyum sülfid,

4- Birinci banyo zamanını ayarlayıcı olarak Potasyum-bromit ve çözücü ortam olarak da su kullanılır.

Bu kimyasal maddelerin karıştırma oranları imâlatçı firmalar tarafından ayrıca belirtilir ve solüsyonlar bunlara göre hazırlanır. İkinci banyo solüsyonunda ise fikse edici ajan olarak sodyum tiyosülfid, koruyucu olarak sodyum sülfid, sertleştirici ajan olarak potasyum alum, asit ortam olarakta asetik asit kullanılmaktadır. Filmler birinci banyoya konulduğunda, ilk önce bir kaç kez çalkalanarak üzerinde hava kabarcığı kalmamasına dikkat edilir. Burada 4 ilâ 5 dakika bırakılır. Takiben 20-30 saniye kadar akarsuyun altında yıkanır, bunun gayesi developer çözeltisini film üzerinden uzaklaştırmak ve banyo reaksiyonunu derhal durdurmaktır. Bazen sudan çıkartılan filmi (Stop-bath) adı verilen ve % 3 lük asetik asit ihtiva eden solüsyon içine konulmasını, bir kaç saniye çalkalanmasını ve filmin ikinci banyonun asit ortamına hazırlanmasını tavsiye edenlerde vardır. Bu suretle ikinci banyonun birinci banyo solüsyonu tarafından kontaminasyonu önlenmiş olur. İkinci banyo solüsyonunda film genellikle birinci banyoda kaldığının iki katı kadar zaman tutulduktan sonra, akar su altında 20 dakika kadar bekletilir. Ancak bu işlemler yapılırken solüsyonların ve suyun sıcaklığının sabit ve eşit olmasına dikkat etmek gerekir. İkinci banyoyu takiben filmin yıkanmasının gayesi filmin emülsiyon tabakalarında kalmış olması ihtimali olan çözümler tuzların uzaklaştırılmasıdır. Film yıkanmayacak o-

lursa bu tuzlar kristalize olurlar ve dejenere olarak bazı boyamalara sebep olurlar. Bunlar genellikle kahverengi renkte olup, film üzerinde görülürler. Yıkama işlemini takiben filmler genel olarak sıcak hava fırınlarında kurutulurlar. Ayrıca geliştirilmiş olan bir diğer sistemde (Mono-bath) tek tip banyo sistemidir. Bu sistemde tek bir banyo solüsyonu içinde developpe ve fikse edilirler. Filmin yapısı bu sistem için özeldir. Film ekspoz edildikten sonra üzerinde bulunan jelatin sertçe çekilir, film parmaklar arasında ovuşturulur ve 3-4 dakika içerisinde film developpe ve fikse edilmiş olarak hazırdır. Diğer bir teknik ise otomasyon tekniğidir. Bunda filmlerin banyoları otomatik olarak makinalar yardımı ile sağlanmaktadır. Bu sistemde makaralar arasında ilerleyen film, çözeltiler içinden geçirilir ve banyo etme süresi kısalmır.

Banyo teknikleri ve banyo çözeltilerininide kısaca inceledikten sonra deneylerimizde temel unsurlardan olan Lithium Fluorür Thermoluminescent Dosimetre'lerin evrimine, kullanılmayan yerlerine kısaca göz atalım: ¹

Bu gün doz tayinleri için birçok dozimetri teknikleri geliştirilmiştir, bunlardan termoluminesans dozimetrelerin personel doz ölçümlerinde kullanılması oldukça yeni olup, halen gelişme safhasındadır. Termoluminesans olayı, önceden radyasyona bırakılan bazı maddelerin ısıtıldıkları zaman, ışın yayınlanması özelliğidir. Yayınlanan ışın, her madde için absorblanmış olduğu radyasyon miktarı ile doğru orantılıdır. Bu gün için en çok kullanılan termoluminesans maddeler lithium fluorür ve calcium fluorürdür. Özellikle LiF toz ve küçük çubuklar şeklinde kullanılmakta olup, çok geniş doz tayinleri verebilmektedir. Bu nedenle tıbbi incelemelerin yanı sıra, bi-

yolojik ve endüstriyel araştırmalar ve radyoterapi sahasında da kullanılmaktadır. Ancak özel değerlendirme cihazları ve e-
lemanları gerektirdiğinden, daha ziyade araştırma merkezlerin-
de kullanılmaktadır.

İyonize radyasyon veren bazı maddelerin ısıtıldıkları zaman absorbe etmiş oldukları enerjiyi tekrar geri verdikleri ve bu olaya termoluminesans olayı denildiğini daha önce belirtmiştik. Bu olayda esas rolü fotonlar oynamaktadır. Fotonlar radyant enerjiye maruz kaldıkları zaman bir üst yörüngeye veya komşu atoma geçerek orada bir başka yörüngeye yerleşirler ve duyarlı oldukları sıcaklık derecesinin altında olmak şartıyla, bu durumlarını uzun zaman korurlar. Ancak ortamın sıcaklığı kritik sıcaklığın üzerine çıkarsa bu kez fotonlar eski yerlerine geri dönerler ve almış oldukları enerjiyi geri verirler ve özel bazı cihazlarla enerji Rem. cinsinden tayin edilir.

TLD ile ilgili çalışmalar çok eski yıllarda gözlemler olarak başlanmıştır. Bazı floridelerin ve kireç taşının ısıtıldıkları takdirde termoluminesans olayı meydana getirdikleri asırlardan beri bilinmekte idi. Ancak 20. yüzyılın ortalarında (1950) Daniels isimli araştırmacı termoluminesans olayının dozimetre olarak kullanılabileceğini ortaya koymuş ve grup arkadaşları ile beraber gerekli olan aletleri geliştirmeye başlamıştır. (Heckelsberg, 1951, Reimann 1954) termoluminesansın dozimetre olarak kullanılması gene Daniels tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu olayda nükleer denemelerin etkisi ve katkısı büyük olmuştur. Yapılan ilginç bir deney ise: 1953 yılında bir hastaya terapötik dozda verilen (I) ¹³¹ in yanısıra LiF kristallerinden ufak bir parçasında hasta tarafından yutulmasını takiben (I) ¹³¹ in radyasyonunun gastrointestinal sis-

tem içinde tesbit edilmesi ve sonra değerlendirilip radyoaktif maddelerle yapılan çalışmalara bir disiplin getirilmesidir.

TLD ile ilgili çalışmalar 1960 yılına kadar yavaşlamış, 1960 yılında Wisconsin Üniversitesinden Cameron, Daniels, Johnson tarafından yeniden canlandırılmıştır. Son yıllarda artan TLD raporlarına göz atacak olursak kullanılma alanlarını şu şekilde özetleyebiliriz:

- 1- Klinik olarak,
- 2- Deney hayvanlarında ufak kristaller halinde,
- 3- Personel dozimetresi olarak,
- 4- Radyasyon kalitesini ölçmek için,
- 5- Nötron dozimetresi olarak,
- 6- Beta ve kemik dozimetresi olarak,
- 7- Arkeoloji ve Jeolojide kullanılma alanları içindedir.

Biz bunlar içinden konumuz ile ilgili olanı, klinik olarak kullanılmalarını kısaca inceleyelim:

a) Küçük bir TLD kristali radyoterapi esnasında tedavi edilen alanın tam ortasına konularak hastanın tedavi süresince almış olduğu toplam radyasyon dozunu ölçer.

b) Akciğer bölgesi ön kısmına ve sırtta yakın olan iki dozimetre ile de akciğere giriş ve çıkış dozları tayin edilerek, akciğer dokusunun gerçek kalınlığı bulunur ve bu şekilde hastada bir patoloji olup olmadığı ortaya çıkar. Bu bulgu ayırıcı teşhis olarakta kullanılmaktadır.

c) Uzun süren radyoterapi seansleri sonunda gonadların almış olduğu dozlar tayin edilerek, GSD için kritik noktaya gelmeden tedaviyi kesmeyi sağlar.

d) Ağız boşluğu, özofagus, mide, rektum, serviks, mesane gibi vücudun çeşitli kavitelerinde kullanılan radyoterapik

çubuklarına yanına özel olarak hazırlanmış LiF tozları konularak, yayılan ışın miktarı ölçülür ve yeterli doz sağlanınca tedaviye son verilir.

TLD ler klasik dozimetre sistemlerinde bulunmayan, dokuya eşdeğer olmaları, kullanılma kolaylıkları, mekanik ve kimyasal mukavemetleri, doz, doz hızı ve kısmen enerjiye bağımlı olmama gibi fevkalade özelliklerinden ötürü, dozimetri sahasında gittikçe artan bir ilgi ile kullanılma yerleri bulmaktadır. 1 mm³ den daha küçük hacimde olmaları nedeni ile nokta dozimetriyi mümkün kılmaktadırlar. Bundan dolayı termoluminesans dedektörleri tıbbi teşhis ve tedavi dozlarının ölçülmesi ile ilgili araştırmaların vazgeçilmez bir elemanıdır.

Araştırmamızın amacı konvansiyonel tip dış röntgen cihazı tüpünün ucuna 40 cm. lik uzun koni takılarak ve paralel teknik uygulanarak yapılan periapikal radyolojik incelemeler sırasında, insanda seçmiş olduğumuz bazı kritik organların almış oldukları radyasyon miktarının tayini ve sonuçların diğer bazı radyolojik araştırma sonuçları ile karşılaştırılması ve ortaya çıkan değerlere dayanarak dış kliniklerinde yapılacak radyolojik incelemeler sırasında hastaya en az ışın verip, en iyi teşhis sağlayacak metodun ortaya konulmasıdır.

-MATERYAL VE METOD-

Deneyimiz boyunca Ankara Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi (ANAEM) ile sıkı işbirliği yaparak dış hekimliğinde kullanılan röntgen cihazlarının vücudun bazı kritik organlarına vermiş olduğu doz miktarlarını tayin ettik.

Deneylerimizde kritik organ olarak;

- 1- Beyin arka lobu,
- 2- Hipofiz,
- 3- Gözler,
- 4- Deri,
- 5- Tiroid,
- 6- Testisler,

seçilmiştir. Daha önce aynı kurunda, aynı cihazlarla ve aynı şartlarda, yardımlarımızla gerçekleştirilmiş olan(açığa ortaya çıkarılması için kullanılan bazı kritik organlara almış oldukları doz miktarlarının tayini) deneyi ile, kendi araştırmamızda paralel teknik kullanarak, bazı kritik organların almış oldukları doz miktarlarını tayin ettik ve iki tekniğin sonuçlarını kendi aralarında mukayese ettik. Bundan sonra sayısı oldukça az olmakla beraber, daha önce çalışmamıza benzer çalışmalar yapmış olan diğer araştırmacılarla sonuçlarımızı karşılaştırdık ve kliniklerde yapılan radyolojik incelemeler esnasında en az ışın kullanıp, en iyi teşhis olanağı sağlayan metodu araştırdık. Deneylerimizde kullanılan cihazları kısaca tanıyalım:

1- Röntgen cihazı:

İzmir'de Balek firmasının ürettiği 60 Kvp. ve 10 mA. lik gücü olan yerli malı dış röntgen cihazı kullanıldı. Cihazın filtrasyonu 0.5 mm. Al. kalınlığına eşittir, timer

0.1 sn. ile 2.1 sn. arasında değişmektedir. Deneyimizde uzun koni kullanıldığı için, ışınlama süresi 2.1 sn.de sabit tutulmuş ve 2.1 sn.lik ışınlama ile yapılan densitometrik analizlerde film üzerindeki açık ve koyu kısımlar normal sınırlar içinde bulunmuştur. Bilindiği gibi densitometrik analizlerde normal değerler 0.25 ile 2.00 arasındadır. Paralel teknik uygulayarak çekmiş olduğumuz radyografıta yapılan analizde, densitometrik değer 0.35 ile 1.70 arasında bulunmuştur.

Röntgen cihazındaki kısa koni çıkartılmış ve uzun koni cihazın baş kısmına tesbit edildikten sonra deneylerde paralel tekniğin tüm kuralları dikkatle uygulanmıştır. (Resim 1-4)

Paralel tekniğin fantoma uygulanışı :



Resim 1



Resim 2



Resim 3



Resim 4

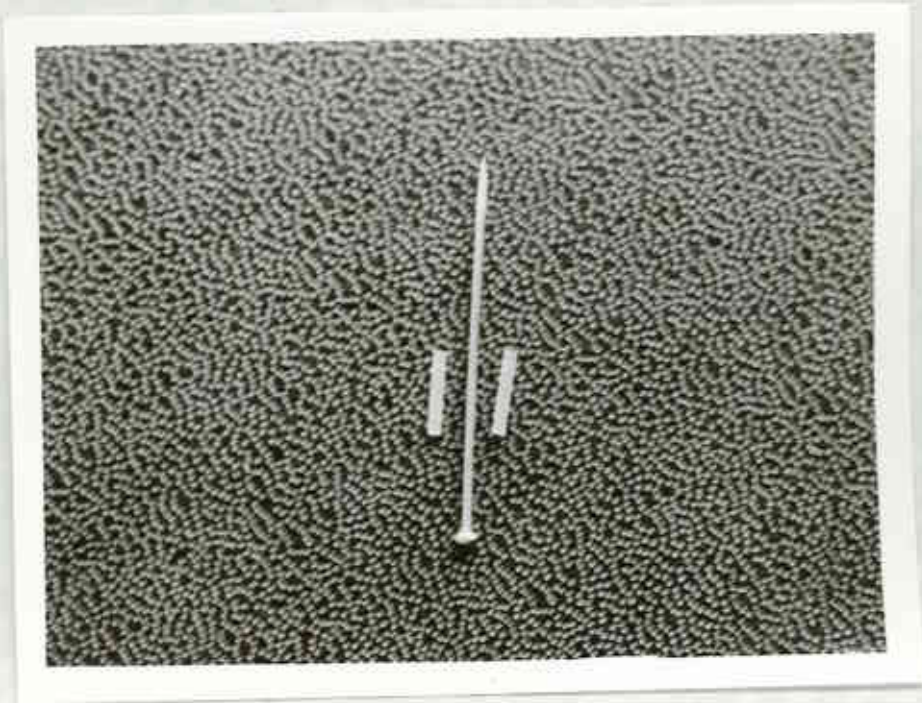
2- Dozimetre Cihazı:

ANAEM'de bulunan Lithium Fluorür (LiF) kristallerini havi Thermoluminescens Dozimetre-100(TLD-100) cihazları kullanılmıştır. Bu dozimetreler 1 mm. çapında, 6 mm. uzunluğunda sıkıştırılmış çubuk şeklindedir. ABD'de Harshaw firmasının ürettiği bu dozimetrelerden 40 tanesi deneyimiz için ANAEM tarafından ayrılmış ve hazırlanmıştır.

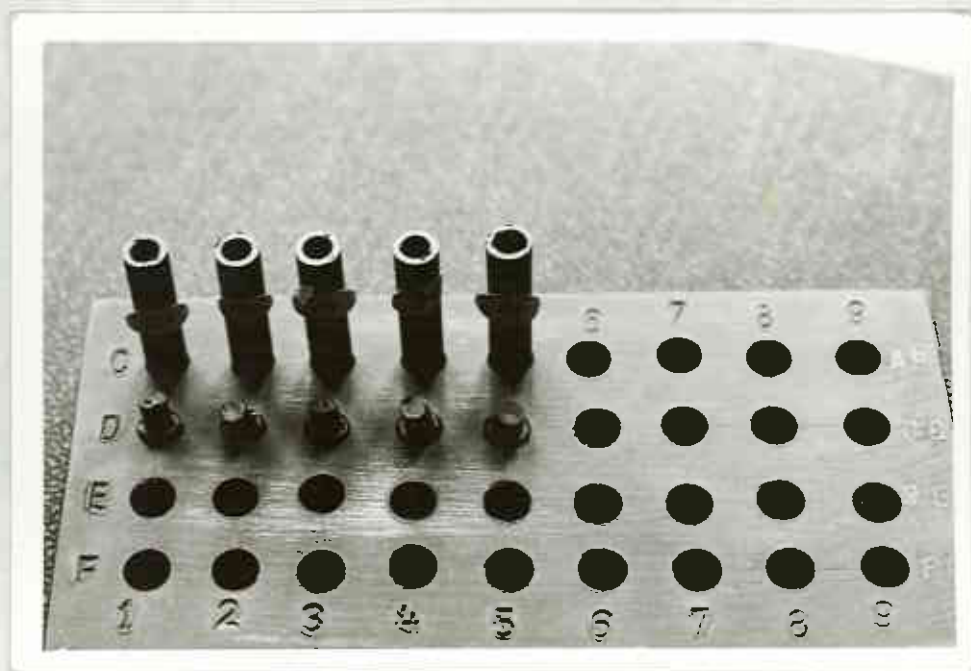
Bu 40 LiF TLD-100 dozimetreleri önce 60 Kvp.ve 10 mA. de ışınlandı, sonra yapılan değerlendirmeler sonucu biribiri-

ne yakın duyarlılıkta olan 16 tanesi deneylerimizde kullanılmak üzere ayrıldı. Deney süresince dozimetreler kirlenme ve kaybolmayı önlemek için 4 mm. çapında ve 2.5 mm. uzunluğunda üzerlerinde sıra numaraları yazılı bulunan plastik kaplar (holder) içine ikişer ikişer yerleştirildi.

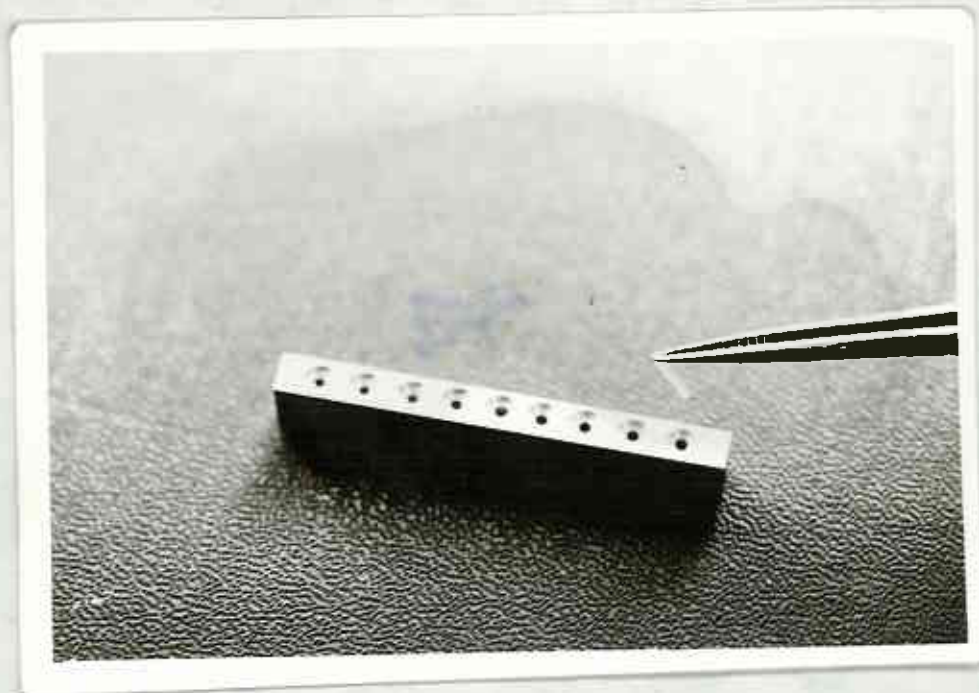
Bu tür yerleştirmeden gaye ışınlama esnasında yapılabilen hatayı okuma esnasında kontrol edebilmek idi. Dozimetreler bu şekilde korunup numaralandıktan sonra bütün deneylerimizde aynı dozimetreler, aynı dozimetre kabı içinde kullanıldı. Dozimetrelerin ışınlama öncesi ve sonrası fırınlama işlemi gene aynı numaralanmış Aluminyum kablar içinde yapıldı. (Resim 5-8) LiF TLD-100 Dozimetreleri, Aluminyum, Plastik holderler ve fırınlama işlemleri :



Resim-5



Resin- 6



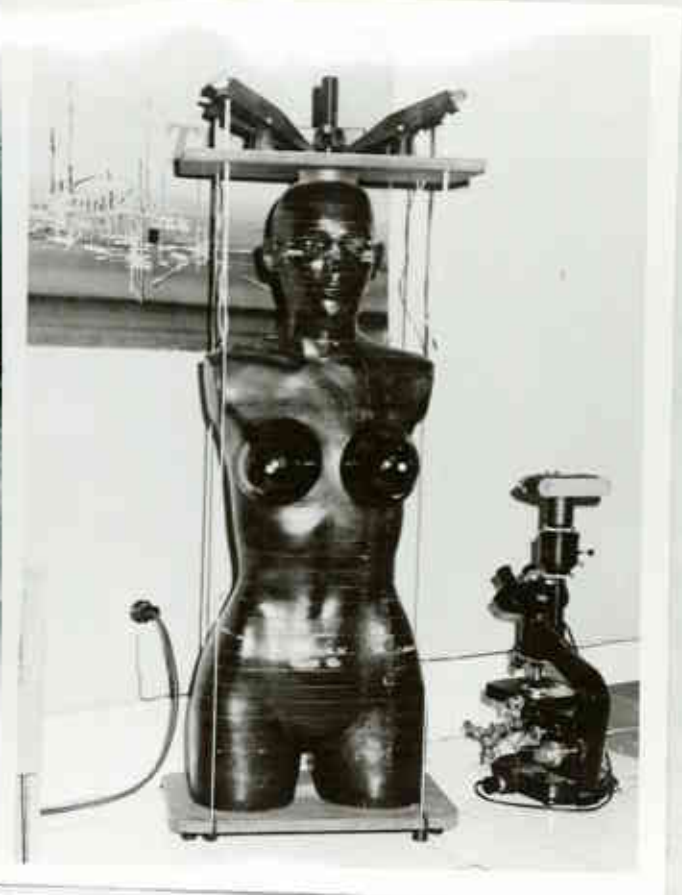
Resin - 7



Resim- 8

3- Average-Man Rando Phantom:

Ortalama eriřkin insan büyüklüğünde olan ve üzeri do-
ku eşdeğeri bir madde ile kaplı olan Alderson Research Lab.
N.Y., U.S.A. ürünü Alderson Rando-Phantom kullanıldı. (Resim
9-10)



Doku eşdeğer maddeden kasıt, atom numarası 7.42 olmasıdır. Çünkü yumuşak dokuların atom numarası 7.42 dir. Günümüzde Phantomların üzeri (wax) tabir edilen izosiyanat rubber ile kaplanmaktadır. Deneyimizde kullanılan Phantom baş, boyun ve toraksı havi olup, herbiri 2.5 cm. kalınlıkta 0 dan itibaren numaralanmış 35 bölümden yapılmıştır. (Resim -11- 12)

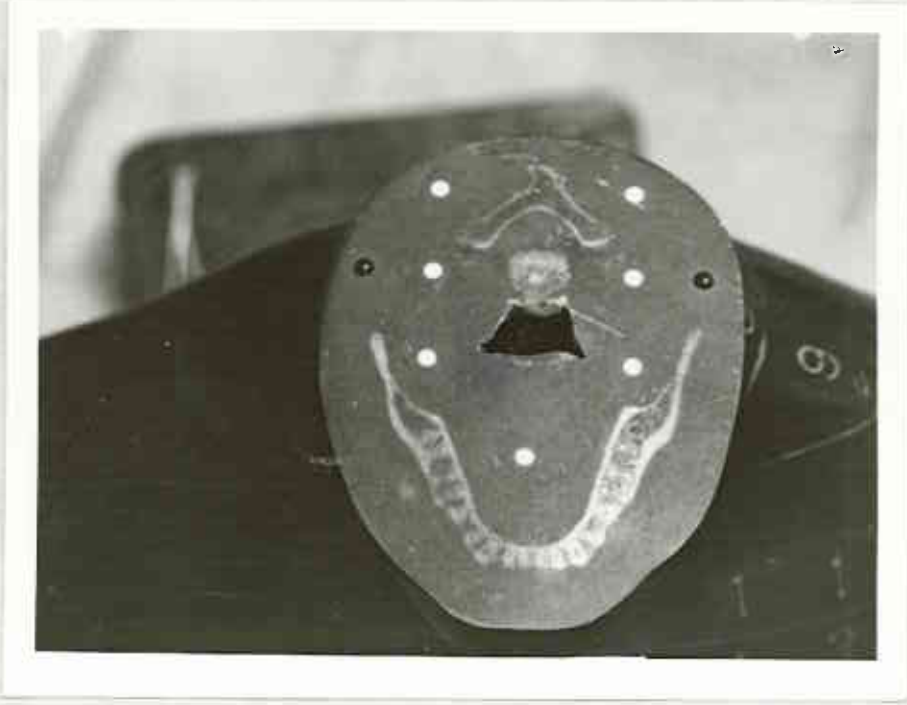


Resim - 11

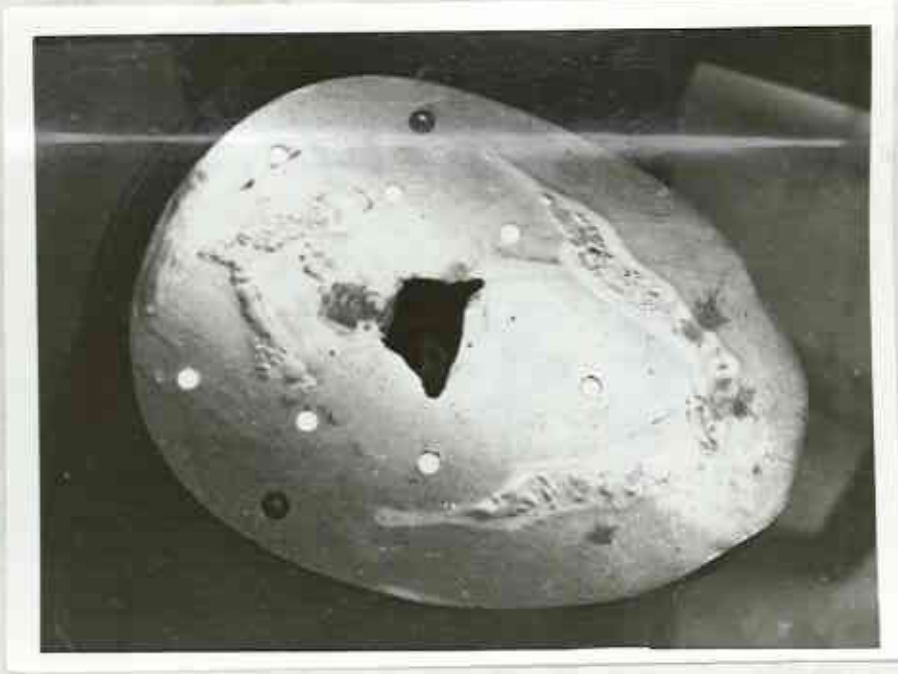


Resim- 12

Her kesitte çeşitli anatomik bölgede, çeşitli sayıda ve TLD kaplarınının (Plastik) girebileceği çapta (5 mm.) delikler bulunmaktadır. Bu delikler gene yumuşak doku eşdeğerli tıpalarla kapatılmıştır. (Resim 13-14)



Resim- 13



Resim - 14

Dünyada bugün tüm radyasyon sağlığı ile ilgili deneyler bu tür phantomlarla yapılmaktadır, çünkü insan eşdeğeri olmasının yanısıra, mevcut şemasına bakarak kullanma kolaylığı ve yeterli doz ölçümü vermektedir.

4- Harshaw 2000-A Thermoluminescent Dedector ve Harshaw 2000-B Automatic Picoammeter :

Bunlarda A.B.D' de üretilmiş olup ısıtıcı ve değerlendirici olarak iki kısımdır. (Resim -15)



Resim-15

Isıtıcı kısım elektrikle istenen sıcaklığa çıkmakta ve çabuk soğuması için azot gazı kullanılmaktadır. Değerlendirici(okuyucu) kısımda ise değerlendirme Rem. cinsinden ve digital olarak yapılmaktadır.

5- Portatif Radyografik Surveymetre :

Bu cihaza ayrıca kalibrasyon cihazı da denilmektedir.

Victoreen marka model 666 (USA) olup toplam hacmi 2.37 cm^3 olan teşhis iyonizasyon odası bulunmaktadır. bu cihaz ile TLD'lerin normalizasyon ve kalibrasyonları yapılmaktadır.

Densitometre Cihazı:

Macbeth (USA) firmasının ürettiği TD-102 modeli bir cihazdır, ve densite tayinlerini fotoelektrik prensiplere göre yapmaktadır.

7- Fırınlara:

İki adet olup, elektrikle ısınmaktadır, 100 ve 400 santigrad dereceliktirler.

8- Röntgen Filmi:

Agfa-Gevaert (Bel.) firmasının ürettiği, 3x4 cm. boyutlarında, intra-oral periapikal tetkikler için hazırlanmış olan ve arka yüzünde kurşun bulunan ultra-speed diş röntgen filmi kullanıldı. Bu filmler deneyimizde sadece röntgen cihazının yeterli olup, olmadığını kontrolü için kullanılmıştır. Yapılan ışınlamayı takiben film üzerinde yapılan densitometrik analiz sonucu röntgen cihazımız deney için yeterli görülmüştür.

9- Uzun Koni:

Plexiglass'tan bölümümüzce daha önce Ders Aletleri Yapım Merkezi'ne (DAYM) yaptırılan 40 cm. uzunluğunda, silindirik şekilde uzun koni kullanıldı.

Deneyimizdeki materyali kısaca tanıttıktan sonra, metod olarak paralel tekniği uyguladığımızı belirtmiştik. Bu tekniği hasta üzerinde değil, Phantom üzerinde uyguladığımız halde, genel prensiplerine aynı hastaya uygulanıncasına bağlı kaldık ve dolayısı ile bazı faktörleri sabit tuttuk:

1- Phantomda paralel teknik metodunun tam olarak tatbiki,

2- Kilovoltaj ve miliamperajın sabit olması,

3- Işınlama süresinin sabit olması.

1- Phantomda paralel teknik metodunun tatbiki:

Işınlama esnasında Phantomda film var kabul edilerek merkezi ışını hem filme, hemde dişe dik gelecek şekilde uyguladık. Şöyleki: Üst çenede tragus-ala naris hattını, alt çenede tragus-connisura labiorum hattını yere paralel tuttuk.

Röntgen cihazımıza 40 cm.lik uzun koni tatbik edilmiştir. Bu cihazın kolimatörü açı-ortay tekniğine göre ayarlanmış olduğundan, 40 cm.lik uzun koniye göre Thales bağıntısını uygulayarak kolimatörün çapını değiştirdik, daha geniş bir kolimatör uyguladık. Buna sebep; hasta yüzünde en fazla 6 ila 7.5 cm. çapında bir ışınlama alanı sağlanmasının gerekli olması idi. Ayrıca cihazımızın total filtrasyonu 0.5 mm. Al. kalınlığına eşittir. Bu nedenle önüne 1 mm. kalınlıkta Al. levha konularak, filtrasyon 1.5 mm. Al. a çıkartıldı.

2- Kilovoltaj ve miliamperaj :

Cihazımız 60 Kvp. ve 10 mA. de sabit olarak çalışmakta idi. Bunu ayrıca ANAEM teknik elemanlarımızda kontrol ettirdik.

3- Işınlama süresi:

Deneyimiz süresince timeri 2.1 saniyede sabit olarak tuttuk. 40 cm.lik uzun koni ile çekmiş olduğumuz kontrol filmlerinde 2.1 sn.lik ışınlama, bize yeterli densite ve kontrastı vermiştir. Bunu ayrıca densitometre cihazı ile de kontrol ettik. Bu cihaz daha önce de belirttiğimiz gibi fotoelektrik prensiplerle çalışmakta ve densite değerlerini 0 ile 4 arası

birimlendirilmiş skalası ile duyarlı olarak tayin edebilmektedir.

- DENEY-

Önce ANAEM nin deneyimiz için ayırmış olduğu 40 adet LiF TLD-100 cihazları 15 dakika fırınlanarak üzerlerinde de-po etmiş oldukları enerji boşaltıldı. (Pre-Irradiation Annealing) Bunu takiben bu 40 adet TLD cihazı 60 Kvp., 10 mA. ve 1.5 mm. Al. filtrasyonunda olan röntgen tüpünün 40 cm. önüne kondu. Yalnız bu 40 adet TLD cihazının exposure-field olan 7.5.cm. çapındaki daire içinde olmasına dikkat etmek gereklidir. Bunu takiben 2.1 sn.de sabit olarak tutulan cihaz ışınılandı, ışınlanma miktarı tam merkezi ışın üzerine konulmuş olan portatif radyografik Surveymetre ile de ölçüldü ve bu şekilde cihazın out-put'u bulunmuş oldu.

Işınlanmayı takiben 40 TLD cihazı plastik holderlerden pressel yardımı ile alındı ve alüminyum kaplara konuldu. Bu kaplar içinde sıra numaraları bozulmadan 100° C de 15 dakika fırınlandı. (Post-Irradiation Annealing) Bu fırınlandıktan gaye bütün dozimetrelerin oda sıcaklığında Thermo-luminescent out-put' unu standart hale getirmektir. Diğer bir deyişle dozimetrelerin oda sıcaklığında kaybettikleri elektron seviyelerini belli bir düzeyde tutup standart hale getirmektir. Daha sonra TLD ler Harshaw 2000-A ve 2000-B cihazlarında okundu ve ortalama olarak bulunan değerden %20 sapanlar hatalı kabul edilerek deney dışı tutuldu. Geriye kalan ve biri birine yakın hassasiyette olan 16 TLD cihazı ile deneylere başlandı. Bu 16 TLD cihazı, üzerleri birden sekize kadar numaralanmış plastik holderler içine ikişer ikişer konuldu, bunu takiben deneyin gereği

olarak fantom üzerinde aşağıda belirtilen yerlerde, plastik holderler kapakları çıkartılarak ve tam anatomik noktalara gelecek şekilde yerleştirildi.

(1) Numaralı kaptaki TLD ler out-put tayini için,

(2) Numaralı TLD ler fantomun ikinci dilimindeki beyin arka lobuna konuldu,

(3) Numaralı TLD ler fantomun üçüncü diliminde bulunan hipofize konuldu,

(4)(5) Numaralı TLD ler sağ ve sol göze yüzeysel olacak şekilde flasterlendi,

(6) Numaralı olan TLD ise tiroid ön bölgesine deri dozunu tayin amacı ile flasterlendi,

(8) Numaralı TLD ler ise testisler bölgesinde serbest olarak flasterlendi,

TLD cihazları fantom üzerinde bu şekilde tesbit edildikten sonra paralel teknik kurallarına tamamen uyularak röntgen cihazı çalıştırıldı.

Seri ağız radyografilerinde esas olan 21 exposure şu şekilde yapıldı:

5 tane üst anterior bölgeye,

4 tane alt anterior bölgeye,

4 tane Bite-Wing,

6 tane posterior bölgeye,

2 tane occlusal kabul edilerek gerekli ışınalamalar yapıldı, zaman 2,1 sn. yede sabit idi.

Bunu takiben TLD ler konuldukları yerlerden alınarak tekrar 100° de 15 dakika ısıtılmış, Harshaw 2000 A ve 2000 B cihazlarında değerlendirilmişlerdir. Bu deneyler yeterli sonuçlar alınıncaya kadar çeşitli kereler aynı safhalardan geçerek de-

ğerlendirilmiş ve sonuçlar tablodaki şekilde elde edilmiştir.

BULGULAR

	I.Deney	2.Deney	Ortalama nR.
Beyin arka lobu	18.05	18.05	18.05
Hipofiz	28.50	34.26	31.28
Sağ Göz	60.45	61.25	60.35
Sol Göz	65.89	61.09	63.49
Tiroid(İç)	36.23	33.27	34.75
Tiroid(dış)	39.74	40.90	40.32
Testisler	15.57	15.57	15.57

Yapılan deney sayısı tabloda gösterildiği gibi yalnız iki deney şeklinde olmamıştır. Sağlıklı sonuç alabilmek için sekiz deney yapılmış, bunların bir kısmı ülkemizde voltajın stabil olmaması, bir kısmı elektrik kesilmesi öncesi voltajın azalması, kesintinin bitiminden sonra ani yükselmesi gibi teknik sebeplerden, diğer bir kısmı ise soğutucu kısma gelen azot gazının bazı deneylerde kullanılamaması, yetersiz kullanılması gibi sebeplerden, bir kısmı ise aletlerin uzun zaman kullanılmaması sonucu duyarlı tayin yapamaması gibi mekanik sebeplerden ötürü bir kısım deney sonuçları tarafımızdan şüpheli sayılmış ve sağlıklı kabul edilecek deneyler değerlendirilmeye alınmıştır.

Tabloda görmüş olduğumuz ortalama değerlere bakacak olursak;uzun koni ve paralel teknikte en az radyasyona maruz kalan organlar olarak testisleri görmekteyiz, bunları takiben

beyin arka lobu, hipofiz, tiroid, ön bölgesindeki deri ve en çok radyasyon alan kısım olarakda ortalama 6.92 mR.ile gözler görülmektedir. Testislerin radyasyon alanına uzak olmaları sebebiyle enaz radyasyona maruz kalmaları doğaldır. Fakat beyin arka lobuyla hipofiz arasındaki fark dikkati çekecek kadar fazladır. Bunun sebebi ise aralarındaki anatomik farklılıktadır. Çünkü hipofiz beyin arka lobuna oranla kemik dokusu tarafından daha kuvvetli olarak korunmakta, buna bağlı olarakta bu kalın kemik dokudan ışın geçerken "Scatter Radiation" lar meydana gelmekte ve hipofiz bu nedenden ötürü daha fazla miktarda ışın absorpsiyonu göstermektedir.

Gözlerin ortalama olarak almış oldukları doz miktarı 61.92 mR.dir.Bu değer deneyimizde bulunan en yüksek değerdir. Bunun sebebi ise gözlerin deneyimiz esnasında anatomik durumları gereği radyasyona en açık yerde olmalarıdır.

Tiroid ve Tiroid ön bölgesindeki deri dozlarında gözler kadar olmasa bile bazı ışınlamalarda radyasyona açık olmaları sebebi ile 4. ve 5. sırada olmaları doğaldır. Bu iki değerlerin daha yüksek olmamalarına sebep gerek maksilla gerek mandibuladaki anatomik oluşumların, bazı ışınlamalar esnasında bu bölgeyi koruyucu rol oynamalarıdır.

-TARTIŞMA-

Giriş kısmında belirttiğimiz gibi bu konu bilim alanına yeni girmiştir. Ülkemizde yapılan çalışmalar bu nedenle çok azdır. Bir tanesi bilim dalımızın katkısı ile, diğer iki tanesi ise tamamen bilim dalımızca gerçekleştirilmiş olup, şu anda Türkiye'de yapılmış olan araştırma sayısı üçtür.

Dünyada ise yaptığımız literatür taramalarında, diş hekimliği konusunda yapılan çalışma sayısı, tıbbın diğer dallarına oranla çok daha azdır. Oral radyolojide ise bu konu son yıllarda değer kazanmaya başlamış olup çeşitli ülkelerde konu ile ilgili yapılan deneylerde artma görülmüştür. Fakat yapmış olduğumuz araştırmadaki sonuçları karşılaştırabileceğimiz veriler ise son derece kısıtlı görülmüştür, bunun sebebi ise; Amerika'lı bir araştırmacının dediği gibi " boş bir alana araştırmacıların yaptığı ani bir yayılma" tarzında özetlenebilir. Zamanla gerek ülkemizde, gerekse dünyada, bu konu ile ilgili yapılan araştırmaların sayısında artma olacağı için, yeni araştırmacıların kaynak temininde bizim kadar zorluk çekmeyeceği kanısındayız.

Bu bakımdan tartışmamızı önce ülkemizde, bilim dalımızla ANAEM'in gerçekleştirdiği bir araştırma ile yapacak, daha sonra bir yabancı araştırmacının çeşitli konvansiyonel cihazlarla yapmış olduğu uzun ve kısa koni deneyleri ile kendi sonuçlarımızı tartışacağız ve en son olarak da Prof.Dr. Erdoğan Turgut'un " Ortopantomagrofta çekilen radyograflarda çeşitli organların aldığı ışın miktarının tayini" isimli araştırmasının sonuçları ile, kendi elde ettiğimiz sonuçları tartışacağız.

ANAEM' de beraberce yapmış olduğumuz araştırmada, daha önce belirttiğimiz gibi açı ortay tekniği kullanılmıştı. Bu tekniği kullanarak elde ettiğimiz sonuçlar ve araştırmamızda

elde edilen sonuçlar beraberce aşağıdaki tabloda gösterilmiştir:

Organ	Açı Ortay tekniği	Paralel Teknik
Beyin arka lobu	11 mR.	18.05 mR.
Hipofiz	30 mR.	31.28 mR.
Gözler	350 mR.	61.92 mR.
Deri	115 mR.	40.32 mR.
Tiroid	85 mR.	34.75 mR.
Testisler	90 mR.	15.57 mR.

Tabloyu incelediğimiz zaman vücudun derin kısımlarında bulunan organlarda her iki teknikde fazla bir fark görülmemektedir. Hipofizde her iki teknikde bulunan değerler yaklaşık olarak biri birinin aynı, beyin arka lobunda ise üzerinde durulmayacak kadar az bir fark göstermektedir. Çünkü bu tür karmaşık deneyleri içeren araştırmalarda ortalama % 25 hata payı normal sayılmakta, daha büyük çapta araştırmalarda ise hata payı kimi zaman % 50 ye ulaşmaktadır.

Yüzeyel olan organlarda ise her iki deneyin eşit şartlarda yapılmasına karşın zaman zaman aralarında 1/6 kadar fark vardır ki, bu durum Manson-Hing'in " Yüzeyel dokularda absorpsiyon fazla olmaktadır " görüşünü doğruladığı gibi, uzun koni kullanarak yapılan ölçümlerde - ilk bakışta düşünülenin tersine - kısa koniye oranla daha düşük radyasyon absorpsiyonu olduğu ortaya çıkmaktadır. Halbuki ilk bakışta uzun koni tekniğinde mA., Kvp. sabit olmasına karşın timer kısa koninin

dört misli fazla zamana ayarlandığı için hastanın daha fazla radyasyon aldığı düşünülmektedir. Fakat focal spot - film mesafesi arttığı için ışınların intensitesi azalmakta ve sonuç doğal olmaktadır.

Bu durumu Hollanda'lı araştırmacı Van de Poel²⁴⁻²⁵ 1972 senesinde yapmış olduğu iki araştırmada da göstermiştir. Yaptığı ilk araştırmada çeşitli Kvp. ve mA. de yedi konvansiyonel röntgen makinası kullanmış ve bunlarla önce kısa koni ile, sonra uzun koni ile ışınlamalar yapmıştır. Sonuçları karşılaştırdığımızda, uzun koni ile yapılan ışınlamaların kısa koni ile yapılan ışınlamalardan daha az röntgen absorpsiyon dozu (rad.) verdiklerini ortaya koymuştur.

Örneğin: G.E. 90 11 tipi röntgen cihazında kısa koni kullanarak elde etmiş olduğu yüzeyel doz 13 mR. iken, uzun koni kullanarak elde etmiş olduğu yüzeyel doz miktarı 11 mR.dir. G.E. 100 tipi röntgen cihazında ise, kısa koni ile elde edilen yüzeyel doz yaklaşık 13.2 mR. iken, uzun koni ile elde edilen doz 9.5 mR. dir.

Van de Poel²⁵ in yapmış olduğu diğer bir araştırmada ise bu kez Philips Oralix makinası kullanılmış ve her cm.² ye düşen yüzeyel doz miktarları uzun ve kısa koni kullanılarak hesaplanmıştır. Buna göre kısa koni kullanıldığı zaman yüzeyel doz 3.44 mR./cm.² olarak bulunmuş, uzun konide ise 2.85 mR./cm.² olarak bulunmuştur.

Bu deneylerde anlaşılabileceği gibi paralel teknik uygulanarak yapılan periapical radyolojik tetkiklerde yüzeyel dokularda alınan doz miktarı açı ortay tekniğine oranla daha azdır. Derin dokularda ise biri birine çok yakın sonuçlar elde edilmiştir. Bu durumda hastaların periapical radyolojik ince-

lemelerinin uzun koni kullanarak paralel teknik metodu ile yapılmasının hastalara ışın absorpsiyonu bakımından olsun, film okuma ve değerlendirmeleri bakımından olsun, daha yararlı olacağı kanısındayız. Dünyanın bir çok diş Hekimliği Fakülteleri Kliniklerinde periapical radyolojik incelemeleri paralel teknik metoduyla yapılmaya başlamıştır.

Konuya sadece ışın absorpsiyonu yönünden yaklaşacak olursak; absorpsiyonun daha az olduğu bir radyolojik teknik olduğunu görürüz. Bu ise Orthopantomograph tekniğidir. Prof.Dr. Erdoğan Turgut'un 1978 yılında yapmış olduğu bir araştırmada²⁰ Siemens'in Orthopantomograph isimli panoramik cihazı kullanılmıştır. Bu cihazla 65-75-85 Kvp. de, mA. sabit tutularak çeşitli ışınlamalar yapılmış ve elde edilen sonuçlar ile uzun koni sonuçları karşılaştırmalı olarak aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

	65 Kvp.	75 Kvp.	85 Kvp.	Uzun Koni
Hipofiz	17.51 mR.	29.61 mR.	39.04 mR.	31.28 mR.
Gözler	17.00 mR.	14.31 mR.	18.42 mR.	61.92 mR.
Tiroid	17.17 mR.	14.52 mR.	19.48 mR.	34.75 mR.
Testisler	8.48 mR.	9.34 mR.	12.16 mR.	15.57 mR.

Tabloda açıkça görüldüğü gibi panoramik cihazla yapılan incelemeler, diğer başka bütün tekniklerden daha az ışın absorbe etmektedir. Fakat bu büyük avantaj periapical tetkiklerde geçerli olamamaktadır. Çünkü panoramik radyografide özellikle dişler ve periodontal dokuların iyi incelenememesi ve ayrıca ge-

rek vertebraların anterior bölgeye süperpoze olması ve gerekse de üst premolar dişlerin biri biri üzerine süperpoze olması nedeni ile, bu dokuları ile bu dokuları ilgilendiren patolojilerin teşhisinde yanlışlıklar ortaya çıkabilmektedir. Böylece bu tekniğin genel anlamda alt ve üst çeneyi tutan patolojik olayların genel değerlendirilmesinde yararlı olabileceği görülmektedir.

Örneğin: Periapical ve panoramik radyograflarla çürük tesbitlerinin kıyaslamalarında, panoramik radyograflarda çürük değerlendirmelerinin çok değişken olabildiği görülmüştür.

- SONUÇ -

Tüm radyolojik tetkiklerin yanında, paralel tekniğin diş ve civar dokuların daha iyi inceleme olasılığı tercih sebebidir. Zira gerek anatomik boyutlara en yakın görüntü vermesi, gerek aproksimal sahaların daha detaylı görülmesi ve gerekse parodontal dokuların daha iyi incelenebilmesi ve ayrıca yapmış olduğumuz çalışmada görmüş olduğumuz gibi, paralel teknik kullanırken hasta tarafından absorbe edilen dozun daha az olması nedeni ile bu teknik, özellikle açı ortay tekniğine ve panoramik incelemelere göre daha avantajlıdır. Yine paralel teknik kullanırken bazı enstrümanlarla standardizasyon sağlanabilmekte ve dokuların belli sürelerde incelenebilme olanakları da sağlanmaktadır.

- ÖZET -

Araştırmamızın amacı diş hekimliğinde kullanılan radyografi cihazlarının kullanılmasında elde edilen X- Işınlmasının, insan organizmasındaki bazı kritik organların absorbe ettiği olduğu radyasyon dozunu tayin etmektir. Bu amaçla özellikle intraoral radyografide gerek teknik ve gerekse veriler bakımından üstün olan paralel teknik kullanılmış ve bu teknikle yapılan full-mouth ışınlamalar sırasında kritik organların absorbe ettiği dozlar hesaplanmıştır. Bu konuda en son geliştirilmiş olan TLD dozimetre tekniği ve yine özellikle kritik organların bir insandaki yerleşimini verebilen özel fantomlar kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, paralel tekniğin teknik özelliklerinin yanı sıra, ayrıca kritik organlarının da daha az radyasyon absorbe etmeleri nedeni ile bu tekniğin avantajları saptanmıştır.

- LİTERATÜR -

1. Cameron J.R., Kennedy G.N. : Thermoluminescent dosimetry. C.V. Mosby. 1968
2. Damante J.H. : Biological effects of xrays. Ist lecture. Aus. Caran. odontal. 2(1):31-42 May. 75.
3. Diagnostic radiation and protection of the patient. Weels J.L. Industrial Medicine. Vol.40, No.5, Aug.70.
4. Frey N.W. et.al.: Radiation dosimetry and intra-oral radiographic techniques. Oral surg. 32: 151-60, Jul-74.
5. Gilbert R., Lewis R. : Duplication and quality control for intra-oral roentgenographic use in clinical research. Oral surg.o.med., o.path. Jul-1968, 26: 1-31.
6. Göksel, Dr.Selahattin, : Radyasyonların biolojik etkileri ve radyasyon korunması. 1973, İTÜ nükleer fizik yayınları.
7. Johnson, F.S. : Dental x-ray protection. J.Calif.dent. assoc. 2:73-5 Feb-74.
- 8- Lee W. : Comparative radiation doses in dental radiograph. O.Surg. o.med. o.path., 37-962-8, Jun-1974.
9. Manson-Hing, Lincoln.: Doses to critical organs from dental radiography. O.Surg., Feb-1976, 41:2-251.
10. Meydan Larousse ansiklopedisi. : Fotoğrafçılık. Cilt:4, sah.774, 1971.
11. Mixxola P.V., Early reports of x-ray dangers. Bull. hist. dent. 22:31-4 Jun-71.
12. Ilaf E., Langland and Francis H.: Text-book of dental radiography. Springfield, Ill., USA, 1973.

13. Patient exposures in diagnostic radiology.:Protection problems of current concern. ICRP Jul-1973, British journal of radiology, 46:1086-1088 .

14. Public health considerations in medical diagnostic radiology.Oct.1967, US., Dep. of health, education and welfare.

15. Radiation protection in dentistry. British medical jour. 19 Jan. 1974.

16. Richards, A.G.: Technical factors that controls radiographic density. Dent. Clin. of North America.P. 371 1961.

17. Silha E. Robert: Paralleling long cone technic.Dent. rad. and photo. Vol.41,1 :3, 1968.

18. Smith, N.: The sensitometric evaluation of dental radiographic film. Brit. Dent. Jour. 129:455,1970.

19. The rando-phantom and its medical application. Lawrence H.Ph.D.

20. Turgut E., Ortopantomografla çekilen radiograflarda çeşitli organların aldığı ışın miktarı tayini.Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi dergisi(Baskıda)

21. Türk ansiklopedisi.: Fotoğrafçılık. Cilt:16, sah. 443, 1968.

22. Updegrave, J.William,: Right angle dental radiography. Dent. Clin. of N.Am. Nov. 1968, 571.

23. Updegrave, J.William.: Simplified and standardized intra-oral radiography with reduced tissue irradiation. J.A.D.A. Oct. 1972, 85:861.

24. Van de poel A.C.: The integral absorbed dose in conventional long cone and short cone full-mouth radiographic exa

minations. Ned. Tijdschr. Tandheelde 80(7):263-7, Jul-Aug 1973.

25. Van de Poel A.C.: The skin-surface-exposure by making long cone and short cone exposures. Ned.Tijdschr. Tandheel. 80: 212-9, Jun- 1973.

26. Weissman Donald: Comparative absorbed doses in dental radiography. J.Dent.Res. Mar.-Apr. 1973, 52:2 367.

27. Wuehrmann, Arthur: Radiation dosimetry and intra-oral radiographic technics. Oral surg. Jul.-1974 38:1 151.

28. Wuehrmann, Arthur, : Dental Radiology, 2.ed. C.V. Mosby Co. 1969 P.28,74,90.

29. Yülek G., Soydan E., Demiray Z.: Diş radiografisinde hasta dozunun azaltılması. Ankara Nükleer Araştırma Merkezi yayınları, 1976.

30. Yülek G., Soydan E., Demiray Z. : X-ışınları ile yapılan radyografik tetkik esnasında hastaların üreme organlarının maruz kaldığı radyasyon miktarının TLD ile tayini. ANAEM. 1977.