

20160

T.C.
İstanbul Üniversitesi
Onkoloji Enstitüsü
Müdür: Prof.Dr.Nijad BİLGE

**ALL'DEKİ PROFİLAKTİK KRANİAL İŞINLAMALARDA
SEÇİLMİŞ REFERANS NOKTALARIN ALDIĞI DOZLARIN
SAPTANMASI: GÖZ MERCEĞİ, ORBİTA ÜST DIŞ KENAR,
İÇ VE DIŞ KANTUS, PRE ORİKULER BÖLGE,
POST ORİKULER BÖLGE, C1 - C2 MEDULLA
BÖLGESİ VE SANTRAL DOZ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Fiz.Nina KH.Abdi

Tez Danışmanı:
Prof.Dr.Münir KINAY

İstanbul - 1991

TEŞEKKÜR

*Bize Yüksek Lisans yapma olanağı sağlayan Enstitü Müdürümüz,
hocam Sn. Prof.Dr.Nijad Bilge'ye,*

*Çalışmalarında her türlü desteğini gördüğüm tez danışmanım,
hocam Sn. Prof.Dr.Münir Kınay'a,*

Değerli katkılarından yararlandığım Sn. Yrd.Doç.Dr.Emin Darendeliler'e,

Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı Başkanı hocam Sn. Doç.Dr.Seyfettin Kuter'e,

Büyük katkı ve yardımlarından dolayı Radyofizik Uzmanı Sn. Alpar Dadaş Bilge, Radyofizik Uzmanı Sn. Nazmi Oğuz'a ve Tıbbi Radyofizik Bilim Dalının değerli Radyofizik uzmanlarına,

Çalışmalarım esnasında yardımcı olan Radyoterapi teknisyeni arkadaşlarıma candan teşekkürü borç bilirim.

Her zaman desteklerini gördüğüm Aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KISALTMALAR.....	
GİRİŞ.....	1
GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜRLER.....	3
ARAÇ VE GEREÇ.....	9
YÖNTEM.....	19
BULGULAR.....	31
TARTIŞMA.....	46
SONUÇ VE ÖZET.....	50
KAYNAKLAR.....	54

KISALTMALAR

FSD	Focus, Skin Distance, Fokus-cild uzaklığı
FFD	Focus-Film Distance, Fokus-film uzaklığı
Gy;cGy	Gray, Centigray; absorbe doz birimi
RHM	Roentgen-Hour-Meter; 1 m'de, 1 saatteki Röntgen değeri
SAD	Source-Axis Distance, Kaynak-eksen uzaklığı
SCD	Source-Collimatör Distance, Kaynak Kolimatör uzaklığı
SSD	Source-Skin Distance, Kaynak-cild uzaklığı
STD	Source-Trimmer Distance, Kaynak-trimer uzaklığı
FSTD	Focus, Shadow Tray Distance, Fokus taşıyıcı tabla uzaklığı
HVT	Half Value Thickness, yarı değer kalınlığı
TLD	Thermoluminescent Dosimeter, termolüminesans dozimetre
PMT	Photomultiplier Tube, fotomultiplikasyon tüpü
$\sigma=SD$	Standard Deviation, standart sapma

G İ R İ Ő

Kanser, çocukluk çağında ölüme sebep olan en sık ikinci nedeni oluşturmakta ve lösemi de bu çağda görülen kanserler arasında en çok rastlanan türü teşkil etmektedir. Lösemiler, olgunlaşmaları ve dolayısıyla işlevsel yetenekleri bozulmuş olan hematopoietik hücrelerin ortak bir özellik olarak neoplastik proliferasyonu paylaştıkları bir grup hastalıktır(5).

Çalışma konumuz olan Akut Lenfoblastik Lösemi (ALL), lösemi-nin dört önemli tipinden biri olup(16), çocukluk çağının en yaygın malign hasatlığıdır ve çocukluk çağı lösemilerinin % 80'ini teşkil eder. Yaklaşık senede üçbin çocuktan bir tanesi bu hastalığa yakalanmaktadır(1). ALL en sık 2-6 yaş grupları arasında görülür(1). İnsidans eğrisinin yükseldiği nok-ta 4 yaştır. 4 yaştan sonra bu sıklık hızla iner ve 15 yaşından sonra seyrek hale gelir(5).

Gelişmiş merkezlerde yapılmış olan prospektif randomize çalış-malar, planlı ve düzenli bir kombine tedavi ile ALL'li çocuklarda beş yıl-lık sağkalımların % 70'lere çıktığını göstermiştir. Hastalar kemoterapi ile remisyona girdikten sonra, profilaktik merkezi sinir sistemi (MSS) ışınla-ması ile lösemik hücrelerin en fazla saklanma yeri olan meninjal bölgeler-deki yineleme olasılığı, % 50'lerden % 5'lere düşürülmüştür(1). ALL'li çocukların giderek artan sağkalımı hayat kalitesi açısından önem kazan-makta ve uygulanan tedavilerin morbiditeleri dikkatle izlenmektedir. Radyoterapinin uygulanması sırasında amaç, Radyasyon Onkoloğu ve Tıb-

bi Fizik uzmanından oluşan ekibin, hedef volüme istenilen hesaplanmış dozu verirken, hedef volümün civarında bulunan sağlıklı dokuya ve kritik organlara en az dozu verecek bir tedavi planlaması yapabilmesi ve geliştirilmesidir(3,6).

ALL'li hastalarda, total kranyum ışınlamalarında koruma bloklarının altında kalan ve riskli organ olarak kabul edilen göz merceklelerinin en az dozu alması beklenirken, yineleme olasılığı olan retro-orbital doku(17) ve kribriform plağın(4) yeterli miktarda dozu alması klinik hedefdir.

İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde yapılan bu çalışmada; profilaktik kranyal ışınlamada referans noktaların aldıkları dozlar, klasik karşılıklı paralel saha tekniği ve 5 derece post.oblik karşılıklı saha ışınlama tekniğinde standart koruma blokları ve fokal koruma blokları ile karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Bizim çalışmalarımız Alcyon II Co-60 teleterapi aygıtıyla su fantomunda iyonizasyon yöntemi ile ayrıca yapmış olduğumuz humanoid çocuk kafa fantomunda, aynı ışınlama şartları altında referans noktalarına TLD çubukları yerleştirilerek nokta dozimetri şeklinde yapılarak sonuçlar karşılaştırıldı. Ayrıca üç hastada invivo çalışma yapılarak sonuçlar verifiye edilmeye çalışıldı.

GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜR

- A. ALL'nin Tanımlanması
- B. ALL'nin Tedavisi
- C. Merkezi Sinir Sistemi (MSS) Profilaksisi
- D. Kranyal Işınlama Teknikleri

A. **ALL'nin Tanımlanması:** ALL'nin kemik iliğinde olgunlaşmamış lenfopoietik kök hücrelerinin proliferasyonu ile karakterize bir hematolojik neoplazm olduğu kabul edilmektedir. Çocukluk çağı lösemilerinin % 80'ini teşkil eden ALL, erişkin hastalarda lösemi vakalarının yalnız % 15-20'sini oluşturur(1).

B. **ALL Tedavisi:** ALL tedavisi lösemik blastik hücrelerin yok edilip baskı altındaki normal hematopoietik hücrelerin tekrar çoğalmasına olanak yaratma ilkesine dayanır(5). ALL tedavisinde esas olarak kemoterapi uygulanmaktadır. Bu uygulamalar üç ayrı fazda ele alınmaktadır.

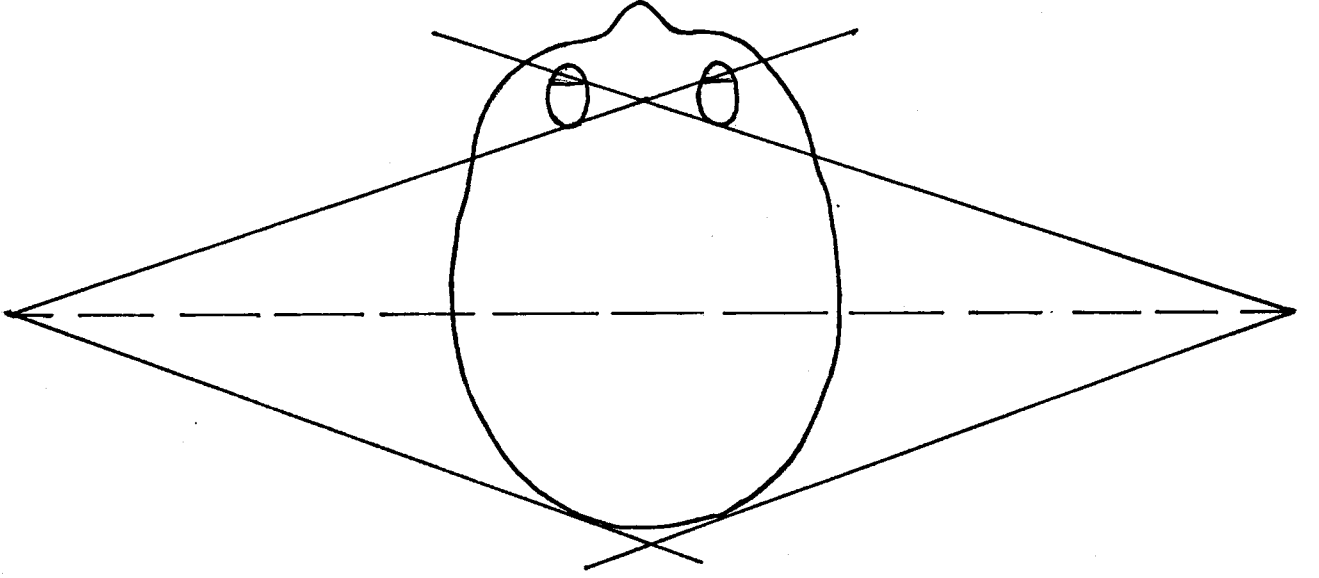
a) **Remisyon endüksiyonu tedavisi:** İlk ve en önemli faz olup kemik iliği ve vücut fonksiyonlarının bir an önce tekrar kazanılmasını amaçlamaktadır.

b) **Profilaktik tedavi:** İkinci faz tedavisi olan profilaktik tedavi, merkezi sinir sisteminde yineleme olasılığını azaltmak amacı ile yapılır.

c) Üçüncü faz olarak idame kemoterapisi hastaya uygulanır(1).

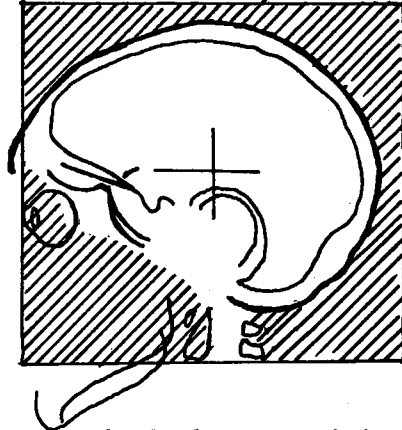
C. Merkezi Sinir Sistemi (MSS) Profilaksisi: 1960'lardan itibaren tedavi rejimlerinin geliştirilmesi sonucu tam remisyon ile uzun sağkalım gösteren ALL'li çocukların büyük bir çoğunluğunda, ilk yineleme yeri merkezi sinir sistemi olmaktadır. Merkezi sinir sistemi profilaksisi yapılmamış hastalarda MSS tutulumunun % 33 ila % 67 arasında olduğu bildirilmektedir(30). Kan-beyin bariyeri nedeni ile MSS de kemoterapötik ajanların etkin dozlara ulaşamaması yüzünden lenfoblastlar MSS de çoğalma imkanı bulmaktadırlar. Bu nedenle merkezi sinir sistemi lösemisini engellemeye yönelik spesifik tedavi yöntemleri geliştirilmiştir. Bu konuda ilk olarak St.Judes Çocuk Araştırma Hastanesinde yapılan çalışmalar sonucu MSS yinelemelerini engellemek için düşük doz (500-1200 cGy) kranyo-spinal ışınlamalar ile başarılı sonuçlar elde edilememiştir. Daha yüksek doz kranyo-spinal ışınlama (2400 cGy) veya kranyal ışınlama ile birlikte intratekal metotrexate (IT-MTX) uygulaması ile MSS yinelemelerinin % 50'lerden % 5'lerin altına düştüğü belirtilmiştir(1). Bu başarıların elde edilmesine rağmen agresif MSS profilaksilerinin yan etkileri ciddi sonuçlar yaratmıştır. İntratekal Metotrexate (IT-MTX) ve kranyal ışınlamanın birlikte kullanılması ile lökoensefalopati insidansı önemli ölçüde artmakta, buna ilaveten ALL'li çocukların entellektüel fonksiyonlarında azalma bildirilmiştir(1). Çocuk Kanseri Araştırma Grubu'nun (CCSG) randomize çalışması; MSS yinelemesini engellemek ve daha uzun süreli sağkalım elde etmek için sadece kranyuma uygulanan 1800 cGy dozundaki ışınlama ve IT-MTX in 2400 cGy lik kranyo-spinal aks ışınlaması kadar etkin olduğunu göstermiştir(1).

D. Kranyal Işınlama Teknikleri: Total kranyal ışınlama, intrakranyal yapıları içerisine alan, uygulamada hasta yüzükoyun (Dekübitus ventral) yatırılarak karşılıklı paralel sahalar şeklinde yapılmaktadır (Şekil 1). Sahanın beyini sınırlayan çizgisi, kribriform plağın, orta kranyum fossa'nın ve foramen magnum'un önünden geçecek şekilde olmaktadır. Işınlanan volümde ideal bir doz dağılımı elde edebilmek için göz merceği ve farengyal yapının kurşun veya cerrobond alaşım bloklar ile korunması öne-



Şekil 1- Karşılıklı paralel saha tekniği

rilmektedir (Şekil 2). Hastanın fiksasyon altında (maske veya alçı kalıp) yandan korunması, simülasyon aygıtında koruma bölgelerinin saptanması ile sağlanabilmektedir. Profilaktik kranyal ışınlamalarda superior-medial kısma daha homojen doz vermek için, huzmenin kalvarümden birkaç santimetre açıktan "fall-off" geçmesinin uygun olduğu bildirilmiştir. Karşı "kontra lateral" göz merceğinin ışın huzmesinin diverjansından uzak tutulması için koruma bloklarının kenarının aynı taraftaki "ipsi lateral" göz kapağından 3 cm arkaya doğru olması önerilmektedir(12).

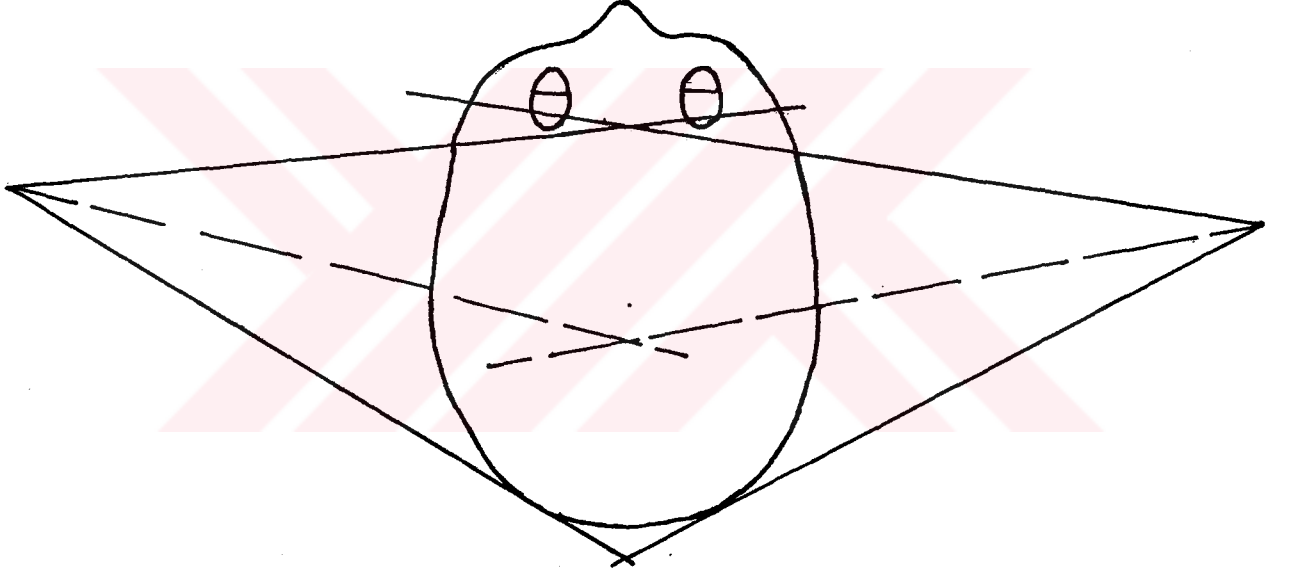


Şekil 2

1976'da Dritschilo ve arkadaşları total kranyal ışınlamalarda, karşılıklı paralel saha tekniğinden yararlanarak; kullanılan çeşitli tipteki radyasyon üreten tedavi aygıtlarının, çeşitli doz, fraksiyon ve en önemlisi

ışınlama tekniklerinin özelliklerinin tedavinin başarısına büyük katkısı olduğunu göstermişlerdir. Tüm beyinin meningial yüzeyini ve ikinci servikal vertebrayı ışınlama alanı içine alan bu teknikte yaklaşık 1,5-2 cm fall-off bırakılması önerilmektedir(7).

1977'de Kline ve arkadaşları tarafından ALL'li çocuk hastaların günden güne artan sağkalımları nedeniyle total kranyal ışınlamada göz merceğinin aldığı dozu minimuma düşürmek amacı ile 5 derece post.oblik karşılıklı saha ışınlama tekniği (Şekil 3) incelenmiş ve karşılıklı paralel

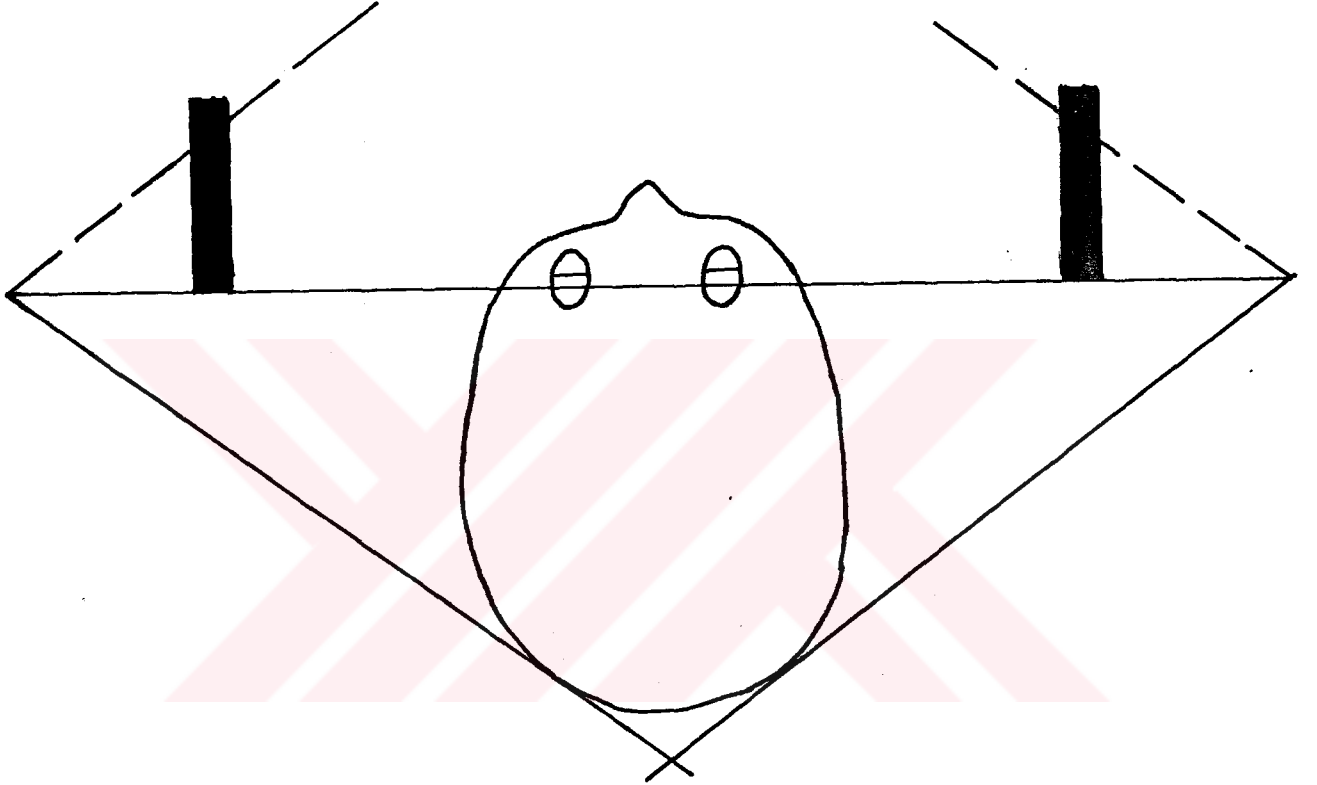


Şekil 3- 5 derece post oblik karşılıklı saha tekniği

saha tekniği ile (Şekil 1) karşılaştırılması yapılmıştır. Ayrıca kullanılan standart ve fokal koruma bloklarının doz dağılımındaki etkisi incelenmiştir. Deneyleerde su fantomunda iyonizasyon yöntemi ile gözlerin bulunduğu derinliklerde doz profilleri çıkarılmış ve termolüminesans dozimetri yöntemi ile humanoid kafa fantomunda dozimetri çalışmaları yapılmıştır. Araştırmanın sonucu gözün aldığı doz miktarı, seçilen alanın sınırlarına ve hastanın günlük "set-up" ına sıkı sıkıya bağlı olduğunu göstermektedir(13).

1981'de Pla ve arkadaşları total kranyal ışınlama tekniğinde retro-orbital bölgeye yeterli dozu vermek amacı ile yarı bloklu karşılıklı para-

lel saha ışınlama tekniğini inceleyip önermişlerdir (Şekil 4). Bu çalışmanın deneyleri, sü ile yapılan özel kafa fantomunda termolüminesans dozimetri yöntemi ile yapılmış ve göz merceği dozunu tümör dozunun % 10'u kadar bulmuşlardır(17).

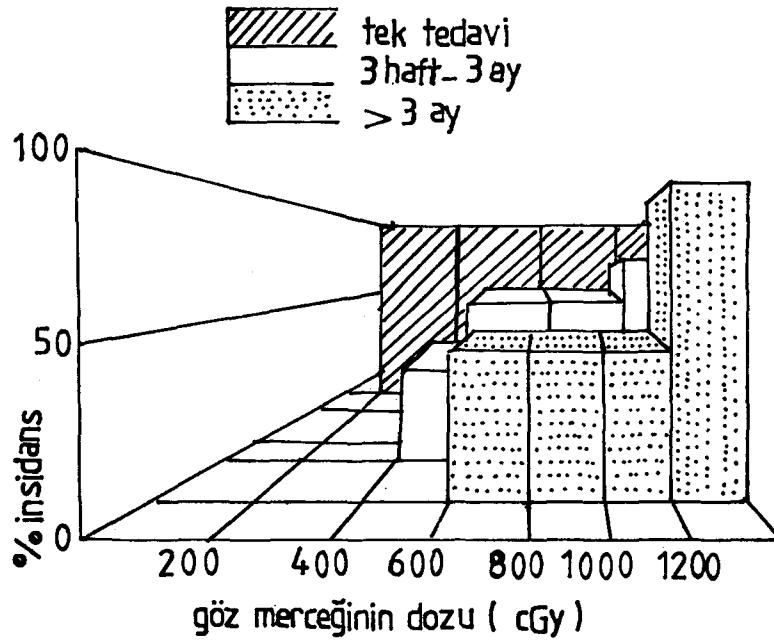


Şekil 4- Yarı bloklu karşılıklı paralel saha tekniği

1987'de Harnett ve arkadaşları tarafından yapılan araştırmalarda total kranyal ışınlanmanın, karşılıklı paralel saha tekniğinde retro-orbital bölgedeki yinelemelerin önlenmesi ve yeterli sterilizasyonun sağlanması için ışınlanan sahanın ön sınırının gözkapağından 15 mm'den daha az olması gerektiği belirtilmektedir. Çalışmalar 6 MeV lineer akseleratörde, suya eşdeğer plastik reçineden yapılmış çocuk kafa fantomunda TLD yardımıyla yapılmıştır. In vivo dozimetre çalışmalarında ise 6 MeV lineer akseleratör ve Co-60 teleterapi aygıtlarından yararlanılmış, aygıtlara ait fiziksel parametrelere bağlı olarak gözün aldığı dozlar farklı bulunmuştur. Sonuçta göz merceğinin aldığı dozun; hastanın "set-up"ına bağlı olduğu ve basit bir immobilizasyon tekniği ile mercek dozunun düşürülebileceği vurgulanmıştır(10).

1989'da Woo ve arkadaşları tarafından yapılan bir diğer çalışmada total kranyal ışınlamada üç değişik ışınlama tekniği (karşılıklı paralel saha, yarı bloklu karşılıklı paralel saha ve 5 derece post.oblik karşılıklı saha tekniği) kullanılarak göz merceğinin aldığı doz araştırılmıştır. Sonuçta yarı bloklu karşılıklı paralel saha ve 5 derece post.oblik karşılıklı saha, ışınlama tekniklerinde göz merceği dozunun karşılıklı paralel saha tekniğine göre yarı yarıya düştüğü gösterilmiş ve total kranyal ışınlamalarda kullanılması önerilmiştir. deneyler termoluminesans dozimetri yöntemiyle randofantomda yapılmıştır(19).

Total kranyal ışınlamalara ait çalışmalar yapılırken üzerinde durulan en önemli kritik organlardan birisi de göz merceğidir. Göz merceğinde katarakt oluşmasından korkulur. Merriam ve Focht radyasyonun göz merceğinde katarakt oluşturması ile ilgili çalışmalarında, katarakt oluşturma insidansının tek dozda 200 cGy, fraksiyone dozda ise 800 cGy de yüksek olduğunu söylemektedirler. Daha yüksek dozlarda katarakt oluşma riski oldukça artmaktadır. Katarakt'ın oluşması toplam doza ve bu dozun tek doz veya fraksiyone doz şeklinde verilmesiyle yakından bağlantılıdır. Şekil 4'deki histogramda da görüldüğü gibi tek dozda 600 cGy doz alan hastaların % 100'ünde, 3 ay boyunca 600 cGy alan hastaların % 50'sinde katarakt oluşmaktadır(15).



Şekil 5

ARAÇ VE GEREÇ

Bu çalışmada kullanılan aygıtlar, dozimetreler, iyon odaları ve su fantomları:

- (a) Alcyon II Co-60 Teleterapi Ünitesi
- (b) Mecaserto Simulatör Aygıtı
- (c) Farmer 2570 Dozimetre
- (d) 2500/3 Ionex Dozimetre
- (e) 2581-0.6 CC İyon Odası
- (f) 2577-0.2 CC İyon Odası
- (g) Theradose RFA-3 Üç Boyutlu Su Fantomu
- (h) Standart Su Fantomu
- (i) Koruyucu Blok Kalıbı Kesme Aygıtı
- (j) Koruyucu Bloklar (Ceriband ve Standart Bloklar)
- (k) LiF-100 Harshaw TLD Çubuklar
- (l) Harshaw 2000 A-B Model TLD Okuyucu Ünitesi
- (m) Fırınlama Aygıtları

(b) Mecaserto Simulatör Aygıtı

Simulatör aygıtı; tedavi için, radyoterapi planlamasının hareket noktasıdır. Bütün radyoterapi uygulamalarının benzerini vermek için tasarlanmıştır. Tedavi için gerekli, birbirinden farklı tedavi aygıtlarının parametrelerini ayarlamak ve tayin etmekte kullanılır. İmaj şiddetlendirici tüp ve monitör sistemiyle donatılmıştır. Uzaktan kumandalı olarak çalıştırılabilen bir röntgen görüntüleme aygıtıdır. röntgen tüpü; hareketli bir kol üzerinde bir başlığa monte edilmiş olup, bu başlık 0.60 m'den 1.20 m'ye kadar düşey hareket edebilmekte, ayrıca hareketli kol 0 ila 362 dereceye kadar dönebilmektedir. Otomatik olarak 80:100:105 cm SAD seçimi yapan, FSD=80 cm'de kolimatör Max. 36x36 cm açılabilir. FSD'ler teleoptik sistemle ölçülür (Resim 2).



Resim 2- Mecaserto simülâtör aygıtı

(c) **Farmer 2570 Dozimetre**

Doz ölçmeye elverişli dozimetre 1.5 V'luk batarya ile çalışır. Ölçü değerlerini röntgen veya fiziksel parametrelerinin (basınç, sıcaklık ve kalibrasyon faktörü) verilmesi halinde cGy cinsinden verebilmektedir (Resim 3).

Resim 3- Farmer 2570 dozimetre

(d) **2500/3 Ionex Dozimetre**

Radyoterapide X ve γ radyasyon dozlarını ve doz hızlarını ölçmede kullanılan bir sistemdir. Kullanılan iyon odası hacmi ve kademesine göre 1 mR ile 10 KR arasında ölçüm yapmaya uygundur (Resim 4).



Resim 4- 2500/3 Ionex dozimetre

(e) 2581-0.6 CC İyon Odası

Radyoterapide foton ve elektron dozimetrisinde kullanılır. İç ve dış elektrodu Shanko A-150 iletken plastikden yapılmıştır ve doku eşdeğeridir. Havada dozimetrik çalışmalar yapmak için polystyren'den (doku eşdeğeri) yapılmış "Build-up Cap"i vardır. 100 KV-35 MV enerjili ışınların doz ölçümünde kullanılır. Silindirik şekilli olan iyon odasının fiziksel özellikleri Tablo 1'de görülmektedir.

Tablo 1
İyon Odasının Fiziksel Özellikleri

Duyarlı Volüm	0.56 cm ³
Duyarlı Uzunluk	24.1 mm
Dış Elektrodun İç Çapı	6.3 mm
İç Elektrodun Dış Çapı	3 mm
İç Elektrodun Uzunluğu	20.6 mm
İyon Odasının Dış Çapı	7 mm
"Build-up Cap"/Koruyucu Kılıf Duvarının Kalınlığı	5.51 mm

(f) 2577-0.2 CC İyon Odası

Radyoterapide foton ve elektron dozimetrisinde kullanılır. Silindirik şeklinde olan dozimetrenin dış elektrodu saf grafit, iç elektrodu alüminyum'dan yapılmıştır. Havada dozimetrik çalışmalar için Acetat Monopolymer'den yapılmış "Build-up Cap"i vardır. 50 KV-35 MV enerjili ışınların doz ölçümünde kullanılır. İyon odasının fiziksel özellikleri Tablo 2'de görülmektedir.

Tablo 2
İyon Odasının Fiziksel Özellikleri


Duyarlı Volüm	0.22 cm ³
Duyarlı Uzunluk	8.63 mm
Dış Elektrodun Kalınlığı	0.36 mm
İç Elektrodun Çapı	1 mm
İyon Odasının Dış Çapı	6.99 mm
"Build-up Cap"/Koruyucu Kılıf Duvarının Kalınlığı	3.87 mm

(g) Theradose RFA-3 Üç Boyutlu Su Fantomu

Theradose RFA-3 su fantomu perspektsten yapılmıştır. 50x50x40 cm boyutlu bir hacimde dozimetreler hareket edebilmektedir. Bu hareket üç boyutta servo motorlarla sağlanmakta, dozimetre koordinatı ± 0.5 mm hassasiyetle tayin edilebilmektedir. Hareketlerin tekrar edilebilirliği ± 0.2 mm'dir (Resim 5-a). Su fantomunun kontrol ünitesi; pozisyon verme, tarama "Scanning" izodoz saptanması ve dedektör sinyallerinin değerlendirilmesi için gerekli devreleri içeren bir ünedir (Resim 5-b).

(h) Standart Su Fantomu

Perspektsten yapılmış 22x22x12 cm boyutlarında, 5 cm derinlikte iyon odakları ile ölçü yapmaya elverişlidir. Genelde kontrol ölçüleri için kullanılır (Resim 6).



Resim 6- Standart su fantomu

(i) Koruyucu Blok Kalıbı Kesme Aygıtı

Ayarlanabilir FFD ve FSTD'de, ısıtılmış tel vasıtasıyla lokalize cerreband blokların döküleceği stroform kalıbı kesmeye yarayan bir aygıttır (Resim 7).

(j) Koruyucu Bloklar (Cerreband ve Standart Bloklar)

Cerreband, düşük erime noktasına (72°C) sahip bir alaşımdır; % 50 Bi, % 25 Pb, % 12.5 Cd ve % 12.5 Sn içerir(8). Alaşımın bu düşük erime sıcaklığı kalıp olarak kullandığımız stroformu bozulmadan kullanmamızı sağlar. Yoğunluğu 9.55 gr/cm³, HVT'si 1.62 cm'dir. Co-60 aygıtında kullanılan alaşım bloklar 4-5 HVT kalınlığındadır. Tedavide kullanılan standart bloklar kurşundan yapılmıştır. Kurşun yoğunluğu 11.36 gr/cm³, Co-60 için HVT'si 11 mm'dir (Resim 16).

Resim 7- Koruyucu blok kesme aygıtı

(k) LiF-100 Harshaw TLD Çubuklar

Lityum Florür içeren termolüminesans dozimetreler, yüksek basınç altında ve yüksek sıcaklıkta üretilmiş bir "polycrystalline"dir. Çubuklar 1 mm çapında, 6 mm uzunluğunda ve yaklaşık 10 mgr ağırlığındadır. Kolaylıkla kapsül içine konabilir. % 100 LiF içermekte ve kullanılan lityumun % 7.5'ini Li-6 ve % 92.5'ini Li-7 oluşturmaktadır. Şeffaf ve serttir. Doz hızı bağımsızlığı (10^8 R/san. kadar) ve 20 KeV ila birkaç MeV'e kadar enerji bağımsızlığı gösterir. Yaklaşık doku eşdeğeridir ($Z_{LiF} = 8.14$, $Z_{hava} = 7.64$, $Z_{doku} = 7.42$). Oda sıcaklığında bir senede % 5'den daha az lüminesans kaybına uğramaktadır. LiF-100 ile 100 mR ila 10^5 R kadar doz ölçülebilmekte ve çeşitli kalitede iyonizan partiküllerin (X, γ , β , α , e, p, n) dozimetri çalışmalarında kullanılabilir. 100 mRöntgenin üzerinde % 2

kadar hata payına sahiptir. Nokta dozimetri çalışmaları için ideal bir dozimetredir. Dozimetreler defalarca kullanılabilir. Bu durumda hassasiyetlerinin kontrol edilmesi gerekir. Çalışma boyunca çubuklar mutlaka cımbızla tutulmalı, ele alınmamalı ve çok temiz ortamda çalışılmalıdır. Çünkü kir, okuma değerlerini etkileyen önemli faktörlerdendir (Resim 8).

Resim 8 TLD Çubukları

(1) **Harshaw 2000 A-B Model TLD Okuyucu Ünitesi**

Harshaw 2000 A-B model termolüminesans analizörü, 2000-A termolüminesans dedektörü ve 2000-B otomatik integral piko ampermetre'den oluşmaktadır. Bu okuyucu ile 5×10^{-3} ila 10^5 röntgen arasındaki dozlar okunabilir. 2000-A TL dedektör aygıtı, dozimetrelere ısıtma bölümü (planchet), ısıtma devresi ve düşük karanlık akıma sahip olan bir fotomultiplifikatör tüpten oluşmaktadır. Isıtma sıcaklığı 50 ila 400 derece santigrad'a kadar ayarlanabilir. 2000-B model Harshaw aygıtı, otomatik akım integrasyonlu ve otomatik kademe değişikliği yapabilen bir dijital pikoampermetredir. 10, 30, 60, 100 saniye ve ∞ okuma süresi seçilebilir. Aygıtın ön kısmında akım (lüminesans akım) göstergesi, okuma süresini seçme tuşları ve "off-zero check-current" ve "high voltage" pozisyonları sağlayan meter tuşu vardır. 2000 model Harshaw TLD sistemine yazıcı "printer" ve çizici "ploter" bağlanabilir. Aygıtla okuma yapmadan önce PM tüpün sabit

Çalışma sıcaklığına varması için, bir kaç saat beklemek gerekmektedir (Resim 9).

Resim 9- TLD okuyucu nitesi

(m) **Fırlama Aygıtları**

TL dozimetreleri sönümlemede (annealing) ve okuma öncesi ısıtmasında kullanılan fırlama aygıtlarının sıcaklıkları ayarlanabilir olup termostatlıdırlar (Resim 10).

YÖNTEM

(a) Fantom Materyalinin Seçimi

Radyoterapide doz ölçümleri, fiziksel ve elektron yoğunluğu doku ile hemen hemen aynı olan maddelerden yapılmış fantomlarda yapılır. En yaygın ve ideal materyal su olmakla beraber kullanım alanına ve amacına göre çeşitli katı fantomlar geliştirilmiştir. Bunlara örnek olarak polisitren, mum, lucite ve masonite gösterilebilir(11). Bu çalışmada % 50 balmumu ve % 50 parafin karışımı bir madde kullanılmıştır. Bu madde kolay elde edilebilmesi ve işlenebilmesi nedeniyle seçilmiştir(11). Kullanılan pataloji parafini ve sarı balmumunun yoğunluğu piknometreyle ölçülmüş ve sırasıyla 0.875 gr/cm^3 ve 0.965 gr/cm^3 , karışımın yoğunluğu ise 0.91 gr/cm^3 bulunmuştur. Karışımın elektron yoğunluğu ise gerekli analiz yapılamadığı için hesaplanamamıştır. bu nedenle absorpsiyon özelliği deneysel olarak incelenmiştir. Deneyde $22 \times 22 \times 12 \text{ cm}$ boyutlu standart su fantomu ve karışımdan yapılmış aynı boyutlu fantomda (Resim 11) 5 cm 'de ölçüler yapıp karşılaştırılmıştır. Her iki fantomdaki ölçüler aynı SSD ve alan koşullarında, 0.6 cc iyon odası ve farmer dozimetre ile Alcyon II aygıtında gerçekleştirilmiştir. Bir dakika için alınan Röntgen cinsinden ölçülerin ortalaması Tablo 3'de gösterilmiştir. Ölçü sonuçları % 0.3 farklı bulunmuş ve balmumu-parafin karışımının su ile aynı absorpsiyon özelliğine sahip olduğu görülmüştür.

Resim 11- Balmumu-Parafin karışımından yapılmış katı fantom


Tablo 3

Alan	Su Fantomu		Katı Fantom	
	10x10 cm	15x15 cm	10x10 cm	15x15 cm
Ölçülerin ortalama değerleri (R)	90.0	95.5	89.70	95.2

(b) Kafa Şeklindeki Fantomun Yapımında Kullanılan Yöntem ve Maddeler

Çocuk kafası şeklindeki fantomun yapımı için, 4 yaşında ALL hastası, kız çocuğundan, anestezi altında kalıp çıkartılmıştır. Bu işlem sırasında silikon esaslı ölçü maddesi ve alçı kullanılmıştır. Hasta önce yüz üstü sonra sırt üstü yatarken iki yarım kalıp çıkartılıp birleştirilerek fantom maddesinin içine döküleceği esas kalıp hazırlanmıştır. Materyal bu

kalıba dökülüp iyice donduktan sonra çıkartılıp modelaj yapılarak son şekil verilmiştir. Dozimetrik çalışmalara başlamadan önce, çocuk ve fantomun boyutları çeşitli yönlerde karşılaştırılmış ve fantom, hastanın kafasının tam boyutlarına getirilmiştir. Bütün bu işlemler İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi Yüz ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında gerçekleştirilmiştir (Resim 12).



Resim 12

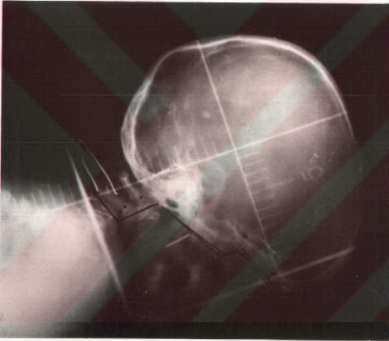
(c) Deneylerde Kullanılan Teknikler

Deneylerde kullanılan tekniklerden biri halen İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Rad.Onkoloji Anabilim Dalında uygulanan paralel karşılıklı saha tekniğidir. Ölçümlerde bu teknik, izosantrik olarak kullanılmıştır (Şekil 1). Saha sınırları genel bilgilerde anlatıldığı gibidir.

İkinci teknik ise 5 derece post.oblik karşılıklı saha tekniği olup (Şekil 3) birinci teknikteki saha merkezi ve ön sınır aynı kalmakta yalnız C1 ve C2'nin sınırı yaklaşık bir santimetre öne doğru genişlemektedir.

(d) **Saha ve Referans Noktalarının Koordinatlarının Saptanması**

Kafa fantomunda kemik yapısı bulunmadığı için ışınlama sahası, kalıbı çıkarılmış hastadan deney şartlarına uygun olarak simülâtör aygıtında çekilmiş olan röntgen filminden aşağıdaki işlemler yapılarak fantoma aktarıldı. Simülâtör aygıtında hasta alçı kalıp yerine hazırlanan stroform kalıba yüz üstü yatırılarak, SSD=73 cm'de (SAD=80 cm, d/2=7 cm) röntgen filmi çekildi, radyasyon onkoloğu tarafından ışınlama sahasının ön sınırları çizildi (Resim 13). Magnifikasyon cetvelleri yardımıyla sahanın



Resim 13- Hastanın röntgen filmi

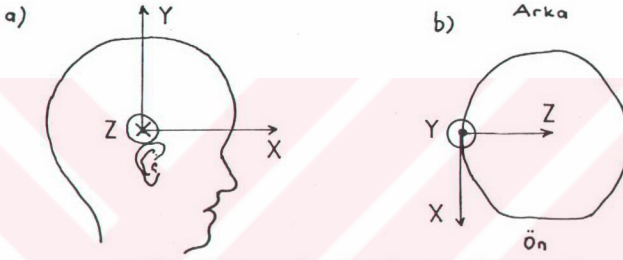


Resim 14- Kafa fantoma çizilmiş saha

ön sınırları cilt için bulundu. Bu saha kalın bir mukavva kağıda geçirildi ve sahanın merkezi fantomun belirlenmiş merkezine getirilerek sahanın önsınırı fantoma aktarıldı (Resim 14).

Su fantomunda ölçü yapabilmek için doz ölçüsü istenen referans noktalarının koordinatlarının bulunması ve ayrıca kafa fantomunda uygun deliklerin açılabilmesi için aşağıdaki işlemler yapılmıştır. Saha merkezi, koordinat eksenini merkezi olarak kabul edilmiştir (0,0,0). Şekil 6(a-b)'de X ve Y eksenleri gösterilmiş bu eksenlere dik olan Z eksenini olarak seçilmiştir. C1-C2 ve etmoid referans noktaları anatomi atlası kullanarak, hastanın simülasyon filmine işaretlenmiş ve bunların X, Y koordinatları

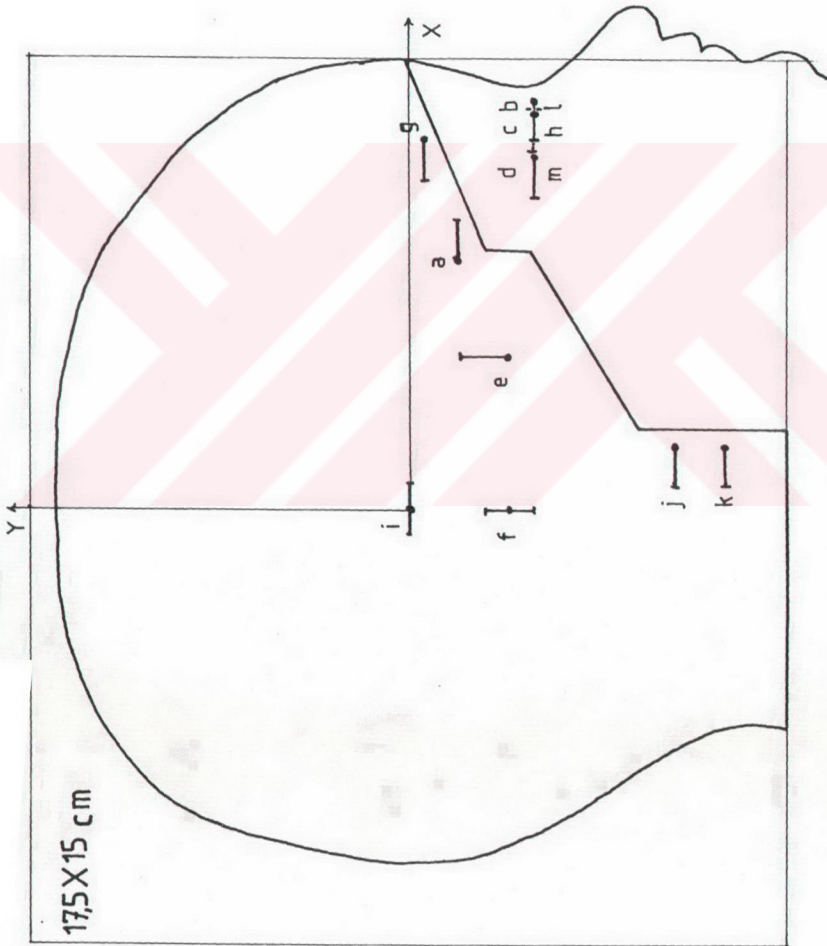
bu noktaların yarı kalınlıkda olması nedeniyle magnifikasyon hesabı ile bulunmuştur. Daha sonra göz seviyesinden geçen kontur alınıp bu konturdan direkt ölçü ile gözler, kantus iç ve dış referans noktalarının X ve Z koordinatları bulunmuştur. Y koordinatı merkezden geçen düzlem ile konturu alınan düzlem arası, fantom üzerinde ölçülerek bulunmuştur. Pre ve Post orikuler referans noktaların koordinatları ise direkt fantom üzerinden ölçülmüştür. Referans noktaların pozisyonu Şekil 7'de ve koordinatları Tablo 4'de verilmiştir.



Şekil 6(a-b) x, y ve z koordinatların şematik gösterimi

Tablo 4
Referans Noktaların Koordinatları

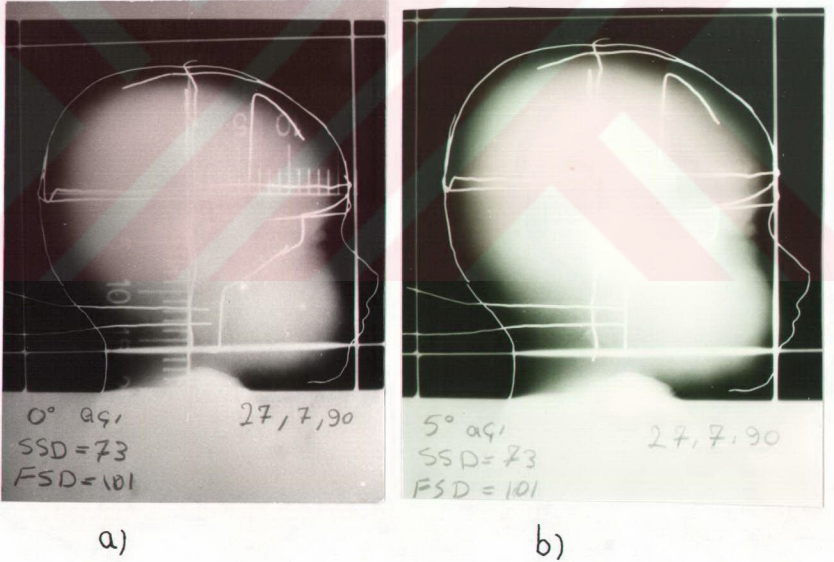
Referans Noktaları	Koordinatlar(cm)		
	X	Y	Z
a) Etmoid	4.5	1	7
b) Kantus iç (1) (ipsilateral)	7	2.5	6
c) Göz merceği (1) (ipsilateral)	7	2.5	4.4
d) Kantus dış (1) (ipsilateral)	6	2.5	3.3
e) Pre orikuler	3	2	2
f) Postorikuler	0	2	2
g) Orbita üst dış kenar	7.3	0.4	4
h) Göz merceği (2) (kontralateral)	7	2.5	9.7
i) Orta plan (izosantr nokta)	0	0	7
j) C1	1.3	5.3	7
k) C2	1.3	6.2	7
l) Kantus iç (2) (kontraletarl)	7	2.5	8
m) Kantus dış (2) (kontralateral)	6	2.5	10.8



Şekil 7- Referans Noktaların Pozisyonu

(e) Koruma Bloklarının Hazırlanması

Deneylerde standart kurşun koruyucu bloklar ve lokalize alaşım blokları kullanılmıştır. Fokalize bloklar hazırlanırken, fantom alçı kalıp yerine hazırlanan stroform kalıp içine yüz üstü yatırılarak SAD=80 cm ve izosantr nokta kafanın yarı kalınlığında olacak şekilde "set-up" yapılmış, tedavi alanı kurşun tel ile işaretlenmiş, simülatör statif açısı sırasıyla 90 ve 95 derece, FFD=101 cm ayarlanarak röntgen filmi çekilmiştir (Resim 15a-b). Bu filmler yardımıyla, blok kesici aygıtta uygun FFD, FSTD (Alcyon II tek perspektifli blok taşıyıcı için) kullanarak alaşım hazırlamada kullanılan stroform kalıplar hazırlanmıştır. Bu kalıpların içine 5 HVT olacak yükseklikte alaşım dökülmüştür (Resim 16).



Resim 15a- 90 derece; b- 95 derece statif açısı için çekilen röntgen filmleri

Resim 16- 1) Karşılıklı paralel saha tekniği için 2) 5 derece post.oblik karşılıklı saha tekniği için hazırlanmış fokal bloklar

(f) Su Fantomunda Yapılan Deneyler

Su fantomu çalışmalarında iyonizasyon yöntemi kullanılmış ölçüler Ionex dozimetre ve 0.2 cc iyon odası ile yapılmıştır. Beyaz kağıt üzerine çizilmiş tedavi alanı kullanılarak SSD=73 cm'de, saha ayarlanmış ve referans noktaları koordinatlarının su fantomundaki değerleri hesaplanarak ölçülere başlanmıştır. Referans noktalarındaki ölçümler ve her iki göz derinliğinde profil ölçümleri standart ve fokalize bloklar kullanılarak her iki teknik için de ayrı ayrı yapılmıştır. Ölçüler, dozimetrenin doz-hızı konumunda, 2-3 kademesinde yapılmış ve daha önce doz hızı ile elde edilen sonuçlar ve 1 dakika için yapılan ölçü sonuçlarının uygunluğu araştırılmış ve uygun olduğu görülmüştür.

(g) Kafa Fantomunda Yapılan Deneyler

Kafa fantomunda yapılan çalışmalarda termolüminesans dozimetri yöntemi ve Harshaw Lif-100 dozimetreler kullanılmıştır. TL dozimetri bazı fosforların ışınıldıktan sonra ısıtıldığında verilen dozla orantılı ışınma yapması prensiplerine dayanır. Bu yöntem indirekt doz ölçümü yöntemi olup kullanılan dozimetreler, şiddeti (dozu) bilinen bir kaynakla kalibre edilir ve doğruluğu $\pm\% 5$ sağlıklı ölçü sonucunu elde edebilmek için bazı ön çalışmalar gerektirir(2,14,18). Her ışınlamadan sonra tekrar kullanılabilmesi için sönmüleme işleminin yapılması gereklidir.

Sönmüleme İşlemi: TL dozimetrelerin cevapları ile termal geçmişleri arasında çok yakın ilişki vardır. Bir başka deyişle ölçümlerde kullanılan dozimetreler aynı termal geçmişe sahip olmalıdırlar(2,14,18). Bu deneylerde dozimetreler Harshaw firmasının önerdiği şekilde; 400°C 'da bir saat fırınlandı, 15 dakika oda sıcaklığında bekletildikten sonra 100°C 'da iki saat fırında tutulmuştur. Fırınlama işlemleri yeni ışınlamaya hazırlık amacıyla yapılır ve bu sıcaklıkların her işlemde aynı olmasına özen gösterilir.

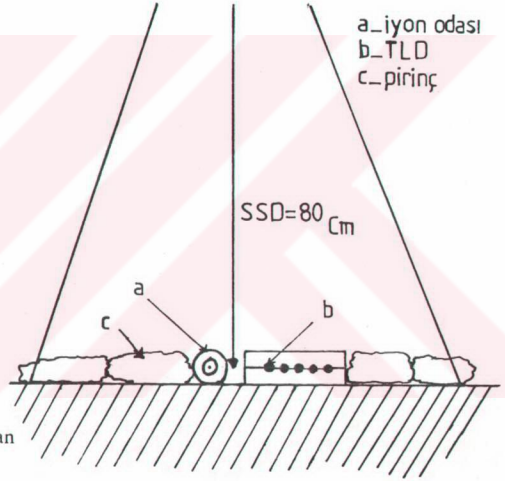
Okuma Öncesi Isıtma İşlemi "Pre-read heating": Işınlanan dozimetreler okumadan önce 10 dakika 100°C 'da tutulur. Bundan amaç dozimetride gerekli olmayan, yarı ömrü kısa (lüminesans kaybı fazla) ilk üç tepyi "peak" elimine etmektir(2,14).

Dozimetrelerin Okuma İşlemi: Deneylerde Lif-100 için doz okuma koşulları 240°C , 30 san. ve ısıtma hızı $7^{\circ}\text{C}/\text{san}$ 'dir.

Gruplama İşlemi: Daha önce 100 cGy verilerek homojenitesi incelenmiş grup içinde seçilen 60 dozimetreye belli doz verilip okunmuş ve ort. $\pm 1\sigma$ içine düşen dozimetreler deney için seçilmiştir. Daha sonra bu dozimetreler toplam dozları eşit olacak şekilde gruplandırılmıştır(9,14).

Kalibrasyon İşlemi: Gruplandırılmış dozimetrelere bilinen dozlar verilir. Doz/Okuma (cGy/Coulomb) oranları hesaplanır. Bu oranlarla

veya doz ile okuma (coulomb) değerleri arasında çizilen eğrilerden deneylerde kullanılan dozimetrelerin cGy cinsinden sonuçları bulunur(9,14,18). Bu çalışmada fantom yüzeyine özel perspeks kap içinde TL dozimetreler yerleştirilmiş (Resim 17) ve daha önce iyon odasıyla ölçü yapıpı saptanan zaman için ışınlama yapılmıştır. Işınlamalar SSD=80 cm'de 20x20 cm sahada Alcyon II Co-60 aygıtında yapılmıştır. Deney sırasında iyon odası ve LiF-100 dozimetrelerin etrafına saçılmayı sağlamak için pirinç torbalar yerleştirilmiştir (Şekil 8). Seçilen dozlar deneyde beklenen min. ve max. dozlar arasındadır.



Resim 17- TLD ışınlamasında kullanılan perspeks kap

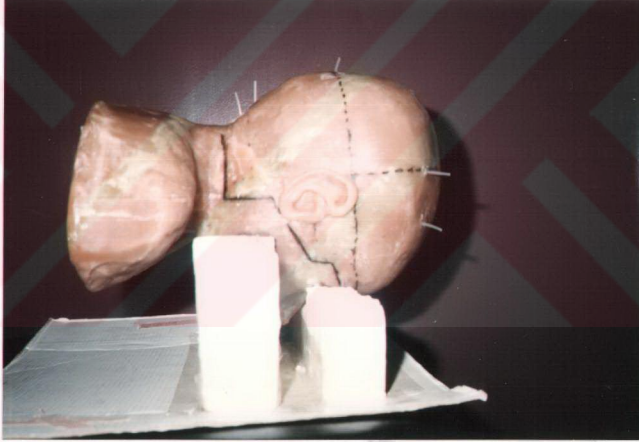
Şekil 8 Işınlama seti

Deneyler:

LiF-100 dozimetreler fantoma kirlenmelerini önlemek amacıyla polietilen borucuklar içine konarak yerleştirildi (Resim 8). her referans noktasında iki dozimetre ile ölçü yapıldı. Kafa fantomun, özel stroform kalıp ile yüz üstü pozisyonda "set-up"ı yapıldı (Resim 18).Gantry 90 derecedeyken SSD=73 cm'ye ayarlandı. Standart koruma bloklar sıkıştırılmalı perspekse yerleştirildi. 7 cm'de 100 cGy olacak şekilde ışınlama zamanı hesabı, su fantomunun deney sonuçları değerlendirilerek yapıldı.

Yine standart koruma bloklar ile, gantry 95 derece çevrilerek sahanın merkezi ve ön sınır aynı kalacak şekilde sahalara ayarlandı. Fokali-ze koruma blokları sıkıştırılmalı blok taşıyıcı ile kullanılmadığı için deneyler sadece standart koruma bloklarıyla yapıldı. Her iki ışınlama tekniği için ölçüler iki kere tekrarlandı.

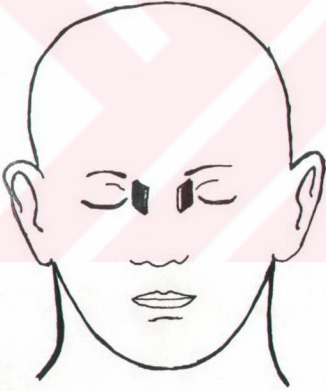
Her bir deneyde kalibrasyon dozimetreleri ışınlandı, ölçüde kullanılan dozimetreler ile birlikte okundu ve sönümlendi. Coulomb cinsinde elde edilen deney sonuçları çizilen kalibrasyon eğrisi kullanılarak cGy'e çevirildi.



Resim 18 Işınlama "set-up"ı

(h) In-Vivo Deneyley

Üç hastada iç kantusa LiF-100 çubukları yerleştirilerek ölçü yapıldı. Ölçü sırasında dozimetreler polietilen borucuklara yerleştirildi ve üzerine 1x1.5x0.5 cm'lik balmumu-parafin karışımı konuldu (Şekil 9) (Resim 19)(3,9,14,18). İç kantus noktasının seçilme nedeni doz ölçümlerinde göz merceği dozuna en yakın dozun ölçüldüğü nokta olmasıdır. Ayrıca hastalarda giriş ve çıkışdozu da ölçüldü. Ölçüler her iki yan saha için ayrı ayrı yapıldı. Fantom ölçüleri ve literatüre göre karşı "kontra lateral" göz merceği daha yüksek doz almaktadır. Bunun aksi durum "set-up"daki hatayı göstermektedir. Bu nedenle ölçüler ayrı ayrı yan saha için yapılmıştır.



Şekil 9

TLD'lerin iç kantusta yerleşimi



Resim 19

In vivo dozimetri için
TLD'lerin düzeneği

B U L G U L A R

Su fantomunda; karşılıklı paralel saha tekniği ve 5 derece post.oblik karşılıklı saha teknikleri ile hem standart koruma blokları hem de fokal koruma blokları ayrı ayrı kullanılarak ışınlamalar yapılmış ve iyonizasyon yöntemi ile referans noktalarında ölçümler yapılarak değerleri Tablo 4'de verilmiştir. Ayrıca standart ve fokal koruma blokları ile her iki göz derinliğinde çizilen profiller Şekil 10, 11, 12, 13, 14, 15'de gösterilmiştir.

Özel olarak yaptığımız kafa fantomunda (Resim 18) termoluminesans dozimetri yöntemiyle yapılan dozimetrik çalışmalarda karşılıklı paralel saha ve 5 derece post.oblik karşılıklı saha tekniğinde referans noktaların aldıkları dozlar Tablo 5'de verilmiştir.

Toplam dozu hesaplamak için orbita üst dış kenar, pre ve post.oriküler referans noktalarının karşı taraftan "kontralateral" ışınlamada aldığı dozlar Tablo 6'da verilmiştir.

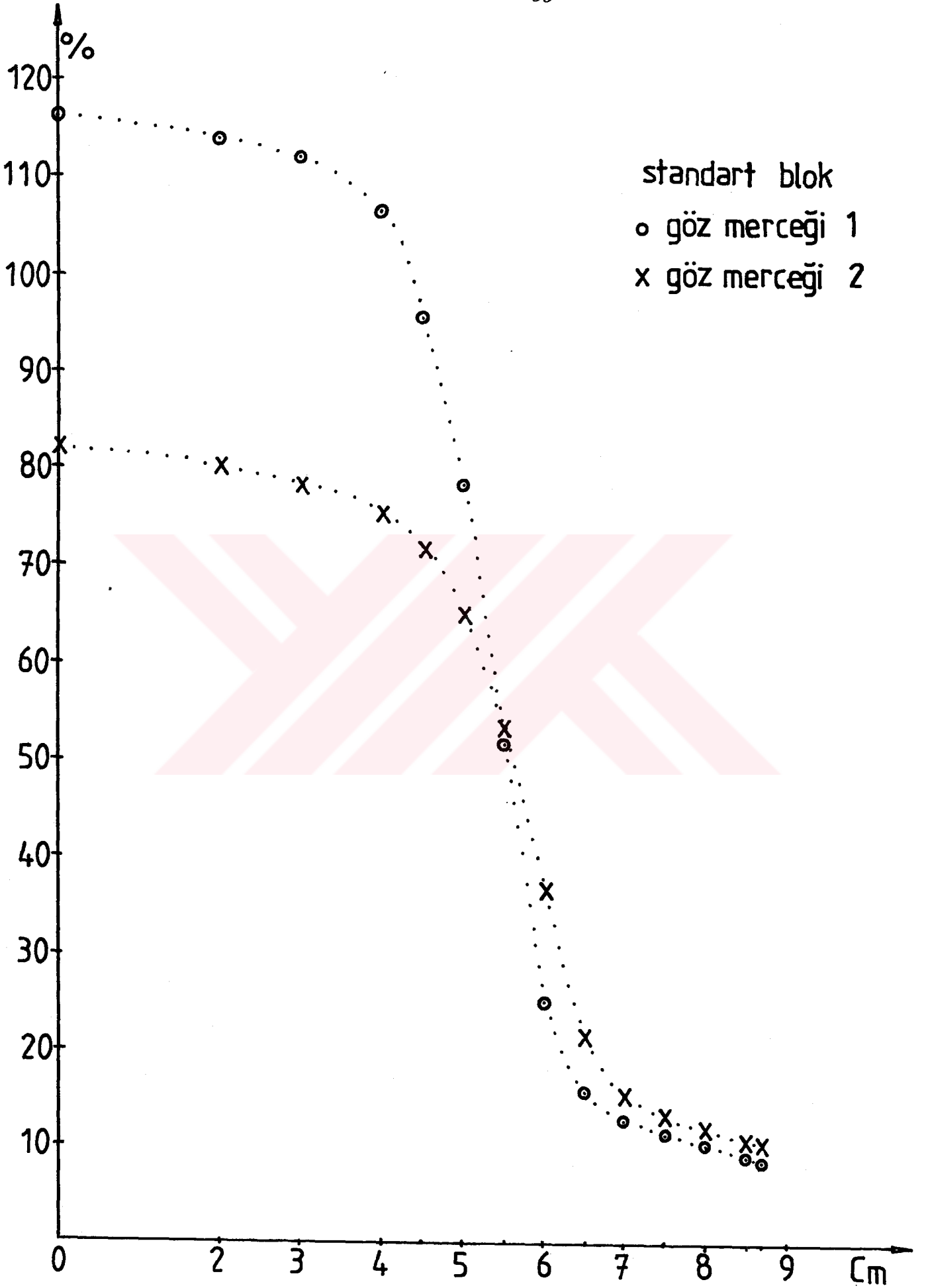
Karşılıklı paralel saha tekniğinin birinci denemesi kalibrasyon eğrisi örnek olarak Şekil 16'da verilmiştir.

Karşılıklı paralel saha ve 5° post.oblik karşılıklı saha ışınlama teknikleri için referans noktaların, bir tedavide (150 cGy) ve tüm tedavi boyunca (1800 cGy) aldığı dozlar (TLD) Tablo 7'de verilmiştir.

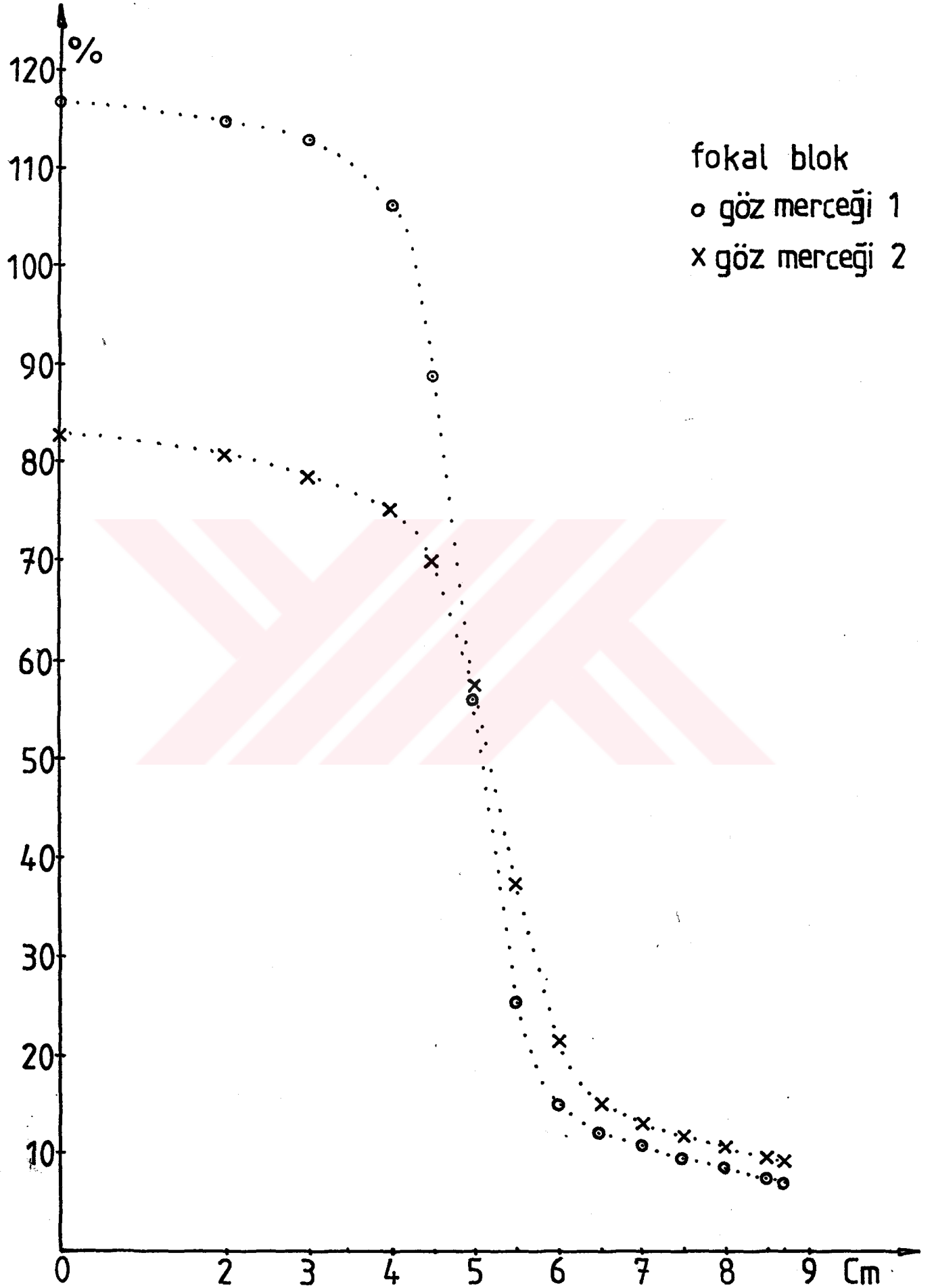
Üç hastada yapılan in vivo ölçü sonuçları sırasıyla Tablo 8, 9, 10'da verilmiştir.

Tablo 4
Su Fantomu Deneylerinde Referans Noktalarının Aldıkları Dozların
% de Olarak Değerleri

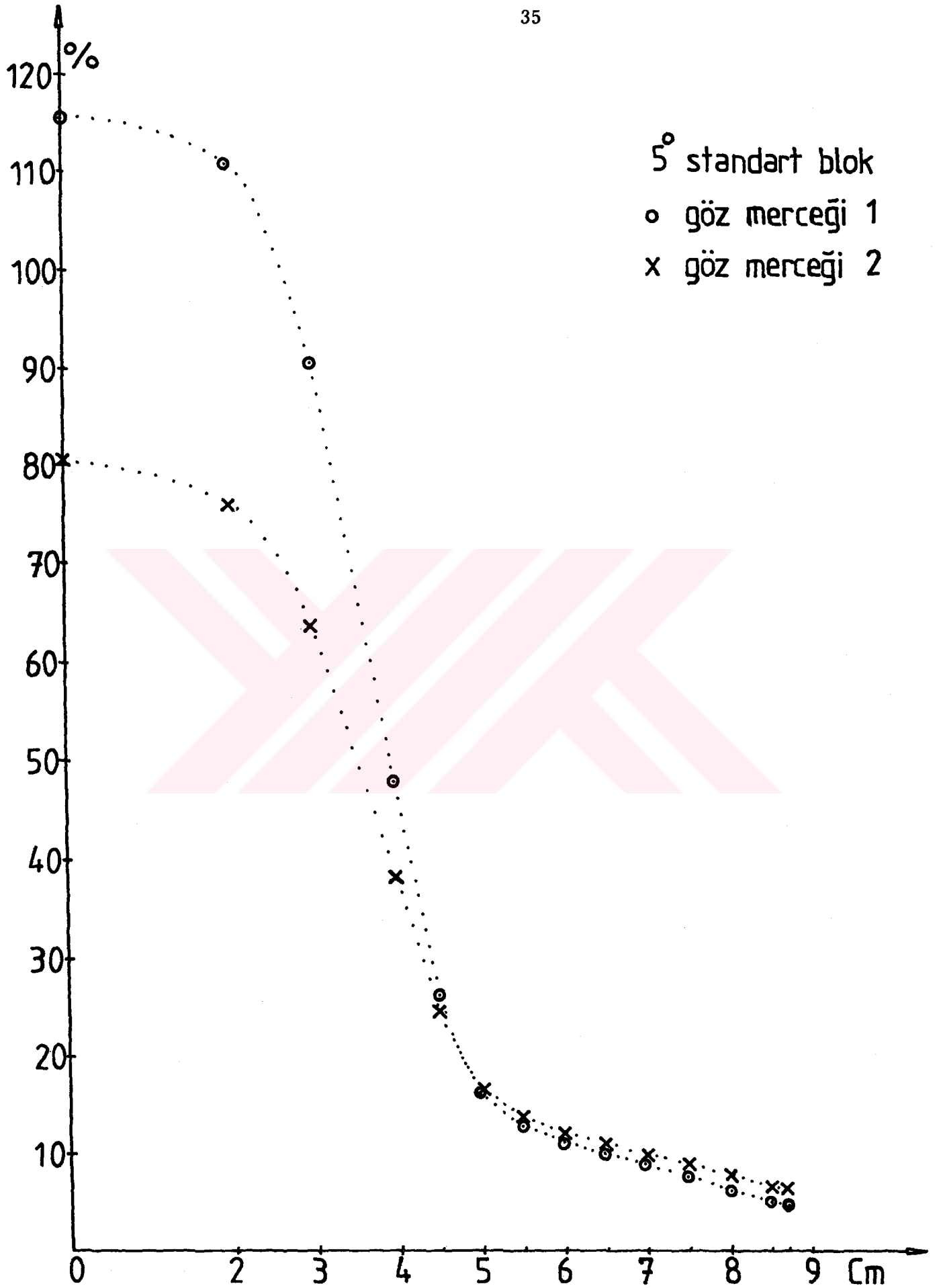
Referans Noktalar	Karşılıklı Paralel Saha Tekniği		5° Post Oblik Saha Tekniği	
	Standart Blok %	Fokal Blok %	Standart Blok %	Fokal Blok %
- Orta plan (izosantr nokta)	100	100	100	100
- C1	75.13	91.83	74.24	89.94
- C2	69.28	89.52	68.15	86.39
- Etmoid	94.84	94.22	74.82	68.36
- Kantus iç (1)	13.61	11.36	9.26	8.22
- Göz merceği (1)	12.80	10.53	9.05	7.75
- Kantus dış (1)	22.47	13.27	10.46	8.92
- Pre-Orikuler				
1 cm derinlik	138.56	138.56	136.10	134.71
2 cm derinlik	131.48	131.48	128.4	126.86
3 cm derinlik	124.09	124.09	120.4	119.01
- Post orikuler				
1 cm derinlik	140.87	141.03	140.87	140.56
2 cm derinlik	134.10	134.41	133.94	133.48
3 cm derinlik	137.02	127.48	126.55	126.55
- Orbita üst dış kenar	108.69	78.21	48.65	57.27
- Kantus iç (2)	14.62	12.28	9.60	8.71
- Göz merceği (2)	15.42	13.02	9.97	9.08
- Kantus dış (2)	39.26	23.09	11.85	10.99



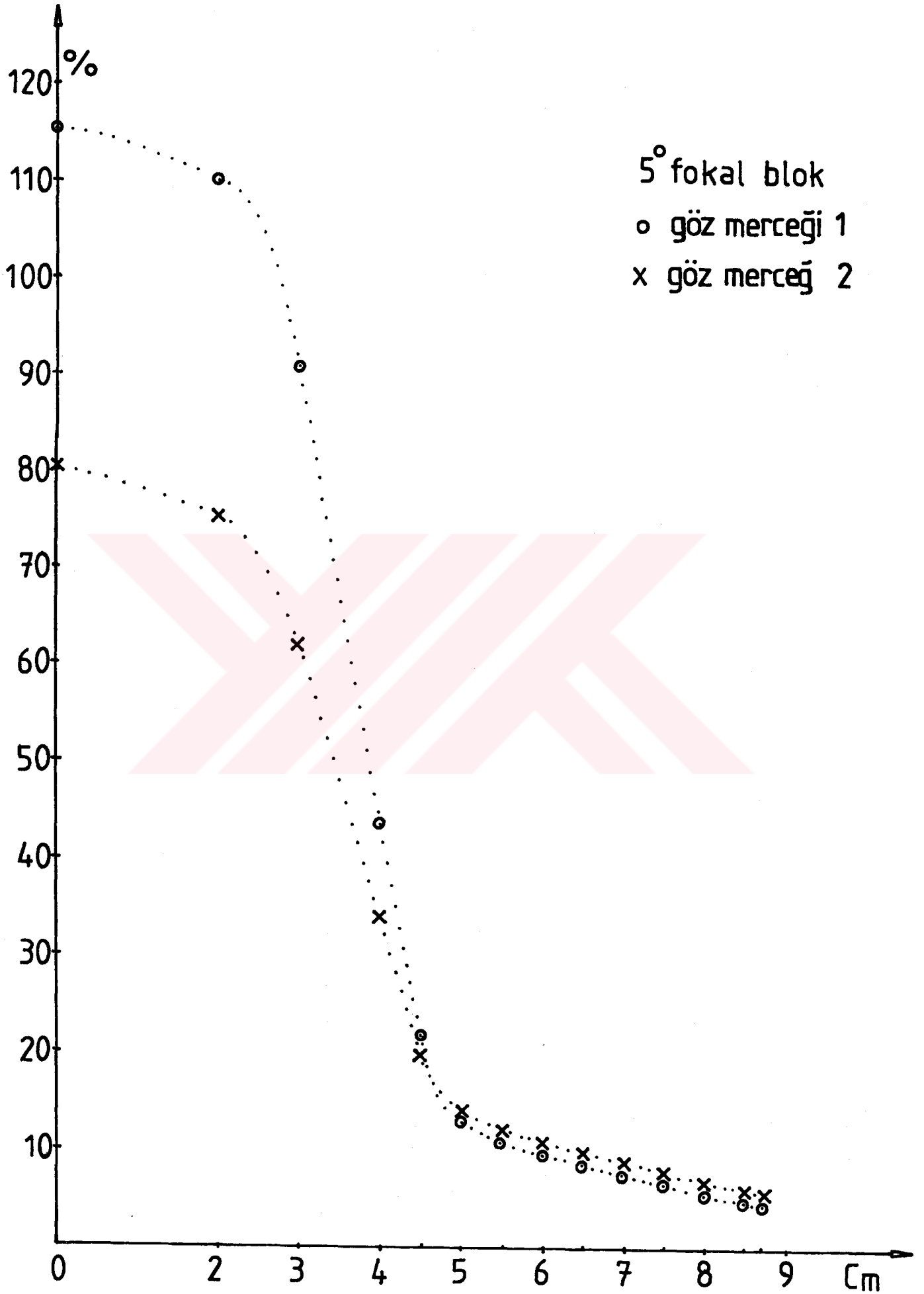
Şekil 10- Standart koruma bloklarla karşılıklı paralel saha tekniğinde 1. ve 2. göz merceklerin profilleri



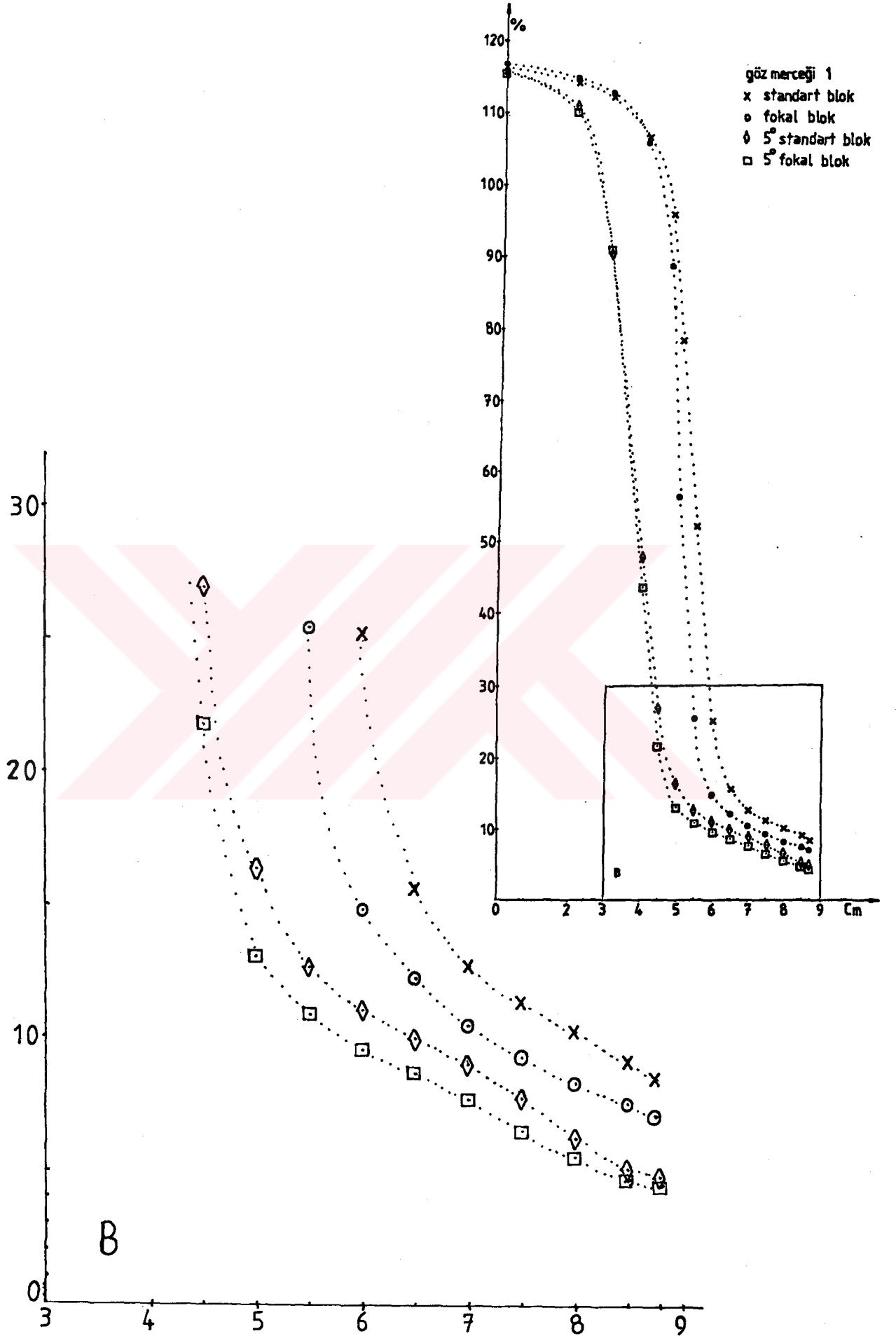
Şekil 11- Fokal koruma bloklarla karşılıklı paralel saha tekniğinde 1. ve 2. göz merceklerin profilleri



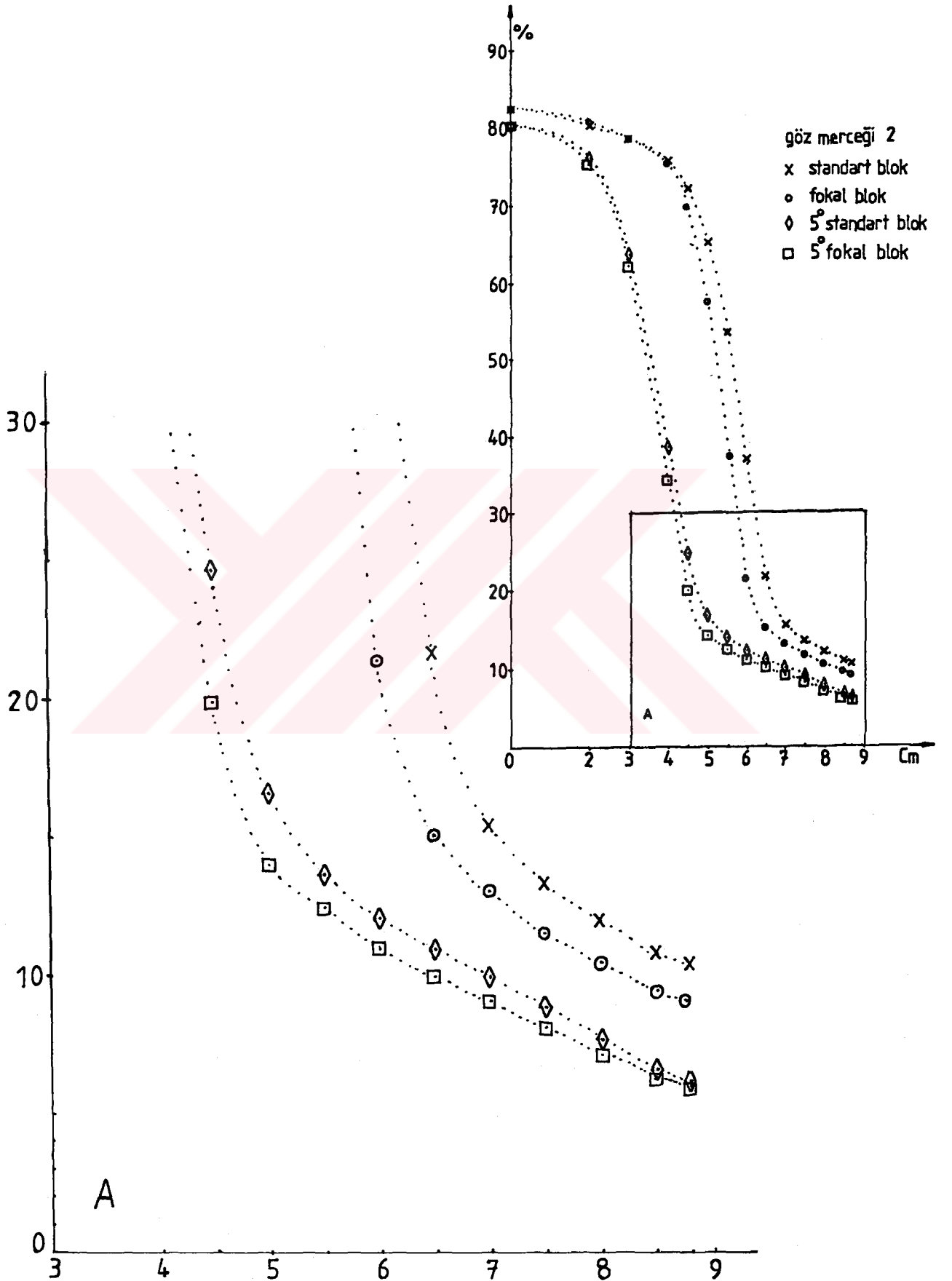
Şekil 12- Standart koruma bloklarla 5° post oblik karşılıklı saha tekniğinde 1. ve 2. göz merceklerin profilleri



Şekil 13- Fokal koruma bloklarla 5° post oblik karşılıklı saha tekniğinde 1. ve 2. göz merceklerin profilleri



Şekil 14- Her iki teknikte ve her iki koruma bloğu kullanıldığında birinci (ipsi lateral) gözün profillerinin karşılaştırılması



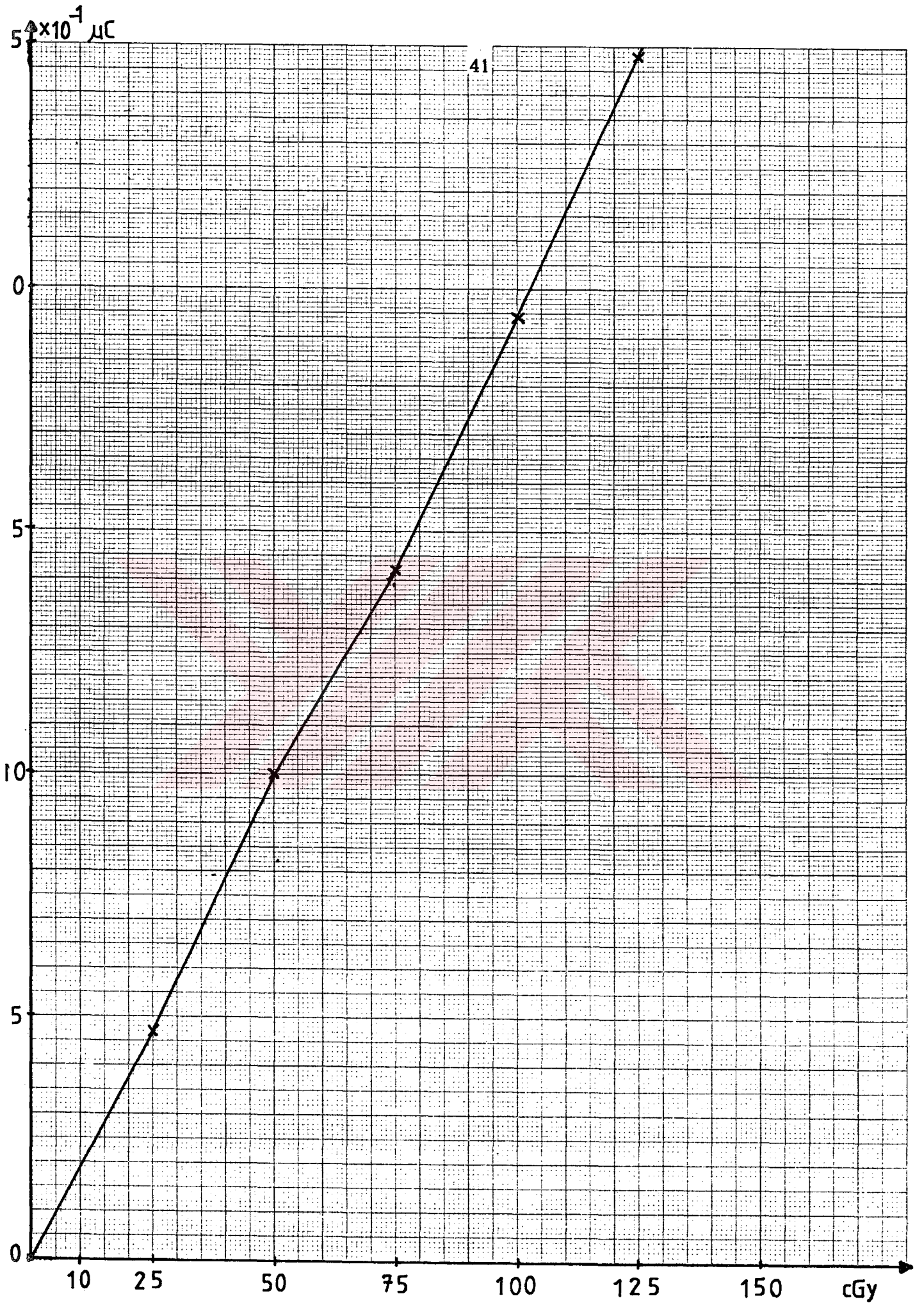
Şekil 15- Her iki teknikte ve her iki koruma bloğu kullanıldığında ikinci (kontralateral) gözün profillerinin karşılaştırılması

Tablo 5
Karşılıklı Paralel Saha ve 5° Post Oblik Saha Tekniğinde
Kafa Fantomunda TLD ile Referans Noktalarının Aldığı Dozlar
(TD=100 cGy)

Referans Noktalar	Karşılıklı Paralel Saha Doz cGy			5° Post Oblik Karşılıklı Saha Doz cGy		
	I. deneme	II. deneme	Ortalama	I. deneme	II. deneme	Ortalama
Orta plan (izosantr nokta)	96,5	94	95,25	93	92	92,5
C1	91,5	92	91,75	91	89,5	90,25
C2	91	91	91	89,5	89	89,5
Etmoid	82 53	58,5 35	70,25 44	51 43,5	37 27,5	44 35,5
Kantus iç (1)	10,5	10	10,25	9	9	9
Göz merceği (1)	10,75	10,5	10,625	10	9,5	9,75
Kantus dış (1)	19	17	18	15	13	14
Pre orikuler	120	122,5	121,25	121,25	122	121,625
Post orikuler	127,5	126,5	127	125,5	126,5	126
Orbita üst dış kenar	119	120,5	119,75	121	118,5	119,75
Kantus iç(2)	12,5	16,5	14,5	9,5	9	9,25
Göz merceği(2)	16,5	13,5	15	9	8,5	8,75
Kantus dış(2)	29,5	30,5	30	10,25	9,5	9,875

Tablo 6
Standart Bloklarla (a) Karşılıklı Paralel Saha Tekniğinde
ve (b) 5° Post Oblik Saha Tekniğinde Kafa Fantomda
Toplam Doz Bulmak İçin TLD ile Kontralateral Işınlamadaki
Doz Ölçü Değerleri (TD=100 cGy)

<u>Referans Noktalar</u>	(a) <u>Ort.Doiz (cGy)</u>	(b) <u>Ort.Doiz (cGy)</u>
Orta Plan (İzosantr nokta)	95	93
Pre orikular	62	62
Post orikular	74	71
Orbita üst dış kenar	74	58



Şekil 16- Karşılıklı paralel saha tekniğinin birinci denemesi için kalibrasyon eğrisi

Tablo 7
Karşılıklı Paralel ve 5° Post Oblik Karşılıklı Saha Işınlama Teknikleri İçin Referans Noktalarının Bir Tedavi Dozu (150 cGy) ve Tüm Tedavi Dozu (1800 cGy) Değerleri

Referans Noktalar	Karşılıklı Paralel Doz (cGy)		5° Post Oblik Doz (cGy)	
	150	1800	150	1800
Orta Plan				
(İzosantr nokta)	142,69	1712,28	139,125	1669,5
C1	137,6	1651,2	134,25	1611
C2	136,5	1638	133,5	1602
Etmoid	105,38	1264,56	55,5	666
	66	792	41,25	495
Kantus iç	18,56	222,72	13,69	164,28
Göz merceği	19,22	230,64	13,8725	166,47
Kantus dış	36	432	17,91	214,92
Pre orikular	137,44	1649,28	137,72	1652,64
Post orikular	150,75	1809	147,75	1773
Orbita üst dış kenar	145,3	1743,6	133,3	1599,6

Tablo 8
I.Hastanın (a) Fiziksel Parametreleri (b)* TLD ile Yapılan
In Vivo Ölçülerin Sonuçları

<u>I.hasta</u>	<u>Yaş</u>	<u>Prot.No.</u>	<u>d/2</u>	<u>K.E alan</u>	<u>TD (cGy)</u>	<u>Clit dozu (cGy)</u>	<u>Total Doz (cGy)</u>
(a)	2.5	90/2932	6.5	16	75	101	150

<u>Referans Nokta</u>	<u>I.deneme Doz (cGy)</u>
Giriş	81
Göz 1	8
Göz 2	9,5
Çıkış	33,5

(b)

(*) Tek taraflı ışınlama TD=75 cGy

Tablo 9

II.hastanın (a) fiziksel parametreleri (b) *TLD ile yapılan
In vivo Ölçülerin Sonuçları

<u>II.hasta</u>	<u>Yaş</u>	<u>Prot.No</u>	<u>d/2</u>	<u>K.E alan</u>	<u>TD (cGy)</u>	<u>Clit dozu (cGy)</u>	<u>Total doz (cGy)</u>
(a)	7	90/2878	7.5	17	75	111	150

<u>Referans Nokta</u>	<u>I.deneme Doz(cGy)</u>	<u>II.deneme Doz(cGy)</u>	<u>III.deneme Doz(cGy)</u>	<u>IV.deneme Doz(cGy)</u>	<u>Ort.Doiz (cGy) \bar{x} SD</u>
Giriş	104	104,5	105,5	104	105,5 \pm 0.61
Göz (1)	3	2	3,5	5,5	3.45 \pm 1.28
Göz (2)	3,5	4	4	6,25	4.4375 \pm 1.07
Çıkış	36	36	37,25	37	36.5625 \pm 0.57

(b)

*tek taraflı ışınlama TD=75 cGy

Tablo 10

III.Hastanın (a) Fiziksel Parametreleri (b) TLD İle Yapılan
In Vivo Ölçülerin Sonuçları

III.hasta	Yaş	Prot.No.	d/2	K.E. alan	TD (cGy)	Cilt dozu (cGy)	Total doz (cGy)
(a)	9	90/3039	7.5	17.5	75	107	150

Referans Nokta	I. deneme Doz (cGy)	II. deneme Doz (cGy)	III. deneme Doz (cGy)	IV. deneme Doz (cGy)	V. deneme Doz (cGy)	VI. deneme Doz (cGy)	Ort.Doiz (cGy) ± SD
Giriş	117	108,5	112,5	104,5	110	115,5	111,33±4,23
Göz (1)	8,5	8	8,5	6,5	4	3,5	6,5 ±2,06
Göz (2)	12,5	23	11,5	7,5	4,5	3	10,33±6,61
Çıkış	43,5	39	41,5	40,5	42	44	41,75±1,702

(b)

(*) Tek taraflı ışınlama TD=75 cGy

T A R T I Ő M A

ALL'li çocuklarda kemoterapiden sonra profilaktik total kranyum ışınlaması, yineleme oranlarını oldukça düşürmüş buna bağlı olarak da 5 yıllık sağkalım oranları % 70'lere yükselmiştir. Sağkalım oranlarının yükselmesiyle yaşamın kalitesi de oldukça önem kazanmıştır.

Total kranyum ışınlamalarında kranyuma istenilen doz verilirken göz merceği gibi bazı kritik organların da mümkün olduğu kadar korunmasını sağlamak gerekmektedir. Bunun için araştırmacılar tarafından birçok çalışmalar yapılmış, bu çalışmalar neticesinde bazı ışınlama teknikleri geliştirilmiştir.

Kline ve arkadaşları; total kranyum ışınlaması için, karşılıklı paralel saha tekniği ve 5 derece post oblik karşılıklı saha tekniğini kullanarak 6 MeV'lik lineer akseleratörle su fantomunda ve rando fantomda ölçümler yapmışlar ve aşağıdaki değerleri bulmuşlardır.

Tablo 11

	Karşılıklı Paralel Saha Tekniği	5° post.oblik Saha Tekniği
Aynı taraf "ipsilateral" göz merceği	% 22	% 13
Karşı taraf "kontralateral" göz merceği	% 32	% 13
Aynı taraf dış kantus	% 32	% 20
Karşı taraf dış kantus	% 50	% 23
Aynı taraf iç kantus	% 11	% 11
Karşı taraf iç kantus	% 11	% 12

Tablo 11'den de görüldüğü gibi karşılıklı paralel saha tekniğinde karşı taraf "kontra lateral" göz merceğinin aldığı doz, aynı taraf "ipsilateral" göz merceğinin aldığı dozdan % 45 daha fazladır. 5 derece post.oblik karşılıklı saha tekniğinde ise bu dozlar eşittir. Bunun sebebi 5 derece açı verilince ışın huzmesinin diverjansının elimine edilmiş olmasıdır.

Woo ve arkadaşları rando fantomda TLD ile yaptıkları çalışmada orta plana 200 cGy verirken göz merceği karşılıklı paralel saha tekniğinde tümör dozunun % 21'ini, 5 derece post.oblik karşılıklı saha tekniğinde ise % 10.6'sını aldığını göstermiştir.

Harnett ve arkadaşları kafa fantomda TLD ile yaptıkları çalışmada saha sınırını göz kapağından itibaren 12.5-25 mm arasında 2.5 mm aralıklarla değiştirerek ölçümler yapmış ve saha sınırının göz kapağından itibaren lateral kemik orbita kenarı "lateral bony orbital margin" 15 mm olmasını önermişlerdir. Bu durumda göz merceği merkez dozun % 21'ini alırken göz sinirlerinin de yeterli dozu aldığını söylemişlerdir.

Gene Harnett ve arkadaşları Co-60 aygıtında ışınladıkları 21 hastada (karşılıklı paralel saha tekniği ile) ipsilateral göz merceğinin aldığı dozlar % 8.4-28.5 arası kontralateral göz merceğinin aldığı dozlar ise % 8.9-31.7 arası bulmuşlardır.

Biz çalışmalarımızı literatürler ile kolayca mukayese edebilmek için üç ana grupta topladık.

A. Su fantomunda iyonizasyon metoduyla

I. Karşılıklı paralel saha tekniği ile

a) Standart koruma blokları ile

b) Fokal koruma blokları ile ışınlandığında:

- Kontra lateral göz merceği ipsilateral göz merceğine göre % 20 daha fazla (12.8/15.42) doz almış fokal blok kullanıldığında ise her iki göz merceğinin aldığı dozlar standart bloklu tedaviye göre düşmüş (10.59/13.2) ancak kontralateral göz merceği ipsilateral göz merceğine

göre % 23.5 fazla doz almıştır.

- C1, C2 nin aldığı dozlar fokal blok kullanıldığında % 22.2-% 29.2 artmaktadır.

- Etmoid, pre ve post orikuler noktalarının dozları standart blok ve fokal blok kullanıldığında birbirine çok yakındır.

II. 5 derece post.oblik karşılıklı saha tekniği ile

a) Standart koruma blokları ile

b) Fokal koruma blokları ile ışınlandığında

- Kontralateral göz merceği ipsilateral göz merceğine göre % 10.2 daha fazla doz almış (9.05/9.97) fokal blok kullanıldığında ise (7.75/9.08) dozlar biraz düşmüştür (ipsi lateral göz merceklerinde % 17, kontralateral göz merceklerinde -% 9).

- C1 ve C2 nin aldığı dozlar fokal blok kullanıldığında % 21-% 26.7 artmıştır (7.24/89.94-68.15/86.30).

- Etmoid'in aldığı doz fokal blok kullanıldığında % 8.6 azalmaktadır.

- Pre ve post orikuler noktalarının dozları her iki blok kullanıldığında da yaklaşık eşittir.

III. Karşılıklı paralel saha ile 5 derece post.oblik saha mukayese edildiğinde; 5 derece post.oblik teknikte, karşılıklı paralel saha tekniğine göre;

- Göz merceğinin aldığı doz \approx % 30 düşmekte

- C1, C2 noktalarının aldığı dozlar birbirine yakın

- Etmoid'in aldığı doz \approx % 21 düşmekte

- Pre ve post orikuler noktaların dozları birbirine çok yakın

- İç ve dış kantusun aldığı doz düşmekte

- Retro orbital bölgenin aldığı doz \approx % 67 düşmektedir (Şekil 10,

12).

B. Katı kafa fantomunda TLD yöntemiyle;

1- Karşılıklı paralel saha tekniği ile

2- 5 derece post oblik karşılıklı saha tekniği ile ışınlama yapıldı-

ğında elde edilen ölçüm sonuçları Tablo 5'te de görüldüğü gibi su fantomunda elde ettiğimiz sonuçlara ve literatüre göre uygunluk sağlamaktadır. Yani 5 derece post.oblik karşılıklı saha tekniğinde karşılıklı paralel saha tekniğine göre:

- Göz merceğinin aldığı doz \approx % 28 düşmekte,
- C1, C2 noktalarının dozları birbirine yakın olmakta,
- Etmoid'in aldığı doz düşmekte,
- Pre ve post orikuler noktaların dozları eşit
- İç ve dış kantusun aldığı dozlar düşmektedir.

Kline'nin ve Woo'nun çalışmasıyla bizim çalışmamızı karşılaştırdığımızda sonuçlar uymakta, ancak ölçüm değerlerimizde bazı farklılıklar bulunmaktadır. Bunun sebebi Kline çalışmalarını 6 MeV'lik lineer aksele- ratörle yapmış biz Co-60'la yaptık. Ayrıca göz merceğinin aldığı dozlarda sahanın ön sınırı çok önemlidir. İki çalışma arasında ön sınırlar farklıdır.

C. In vivo ölçülerde alınan sonuçlar değerlendirildiğinde dozlar arası uygunluğu sağlanamadığı görülmüştür. Bunun nedeni; birinci hasta tedavi süresince stabil kalamadığı için bir ölçü alınabildi, ikinci hastada gözlerin korunmasının tekrar edilebilirliği iyi değildi, üçüncü hastada da "set-up" çok iyi yapılamadı.

Üç hastayı göz önüne aldığımızda kontralateral gözün aldığı doz ipsilateral göze göre daha yüksektir.

Ancak üç hasta değerlendirmek için yeterli değildir. Fakat "set-up"ların iyi yapılamadığı hakkında bize bir bilgi vermektedir.

SONUÇ VE ÖZET

Bu çalışmamızda ALL'li çocuklarda total kranyum ışınlamasında kritik organların aldığı dozlar; iki ışınlama tekniğinde standart blok ve fokal blok kullanarak su fantomunda iyonizasyon yöntemiyle; kafa şeklindeki katı fantomda TLD ile ve 3 hastada invivo dozimetri yapılarak araştırıldı.

Ölçümler sonucu karşılıklı paralel saha tekniğinde göz merceği merkez dozun $\approx\%$ 15'ini, 5° post oblik ışınlamada ise $\approx\%$ 10'unu aldığını gördük. Her ne kadar 5° post oblik ışınlamada göz merceğinin aldığı doz azalmakta ise de retro orbital bölgenin aldığı doz düşmekte ve literatüre göre yineleme olasılığı artmaktadır.

Yaptığımız ölçülerin sonuçları gözönüne alındığında;

1- Lazer olmaksızın hastanın yatış pozisyonunun tekrar edilebilirliği tam sağlanamamaktadır.

2- Lateral korumalar eldeki olanaklarla sağlıklı yapılamamaktadır. Hatayı daha azaltabilmek ve çocukluk çağındaki bu hastaları yüzüstü alçı kalıplar içerisinde psikolojik olarak sürekli hareketlerini önlemek için alçı kalıpların hasta yan yatırılarak hazırlanması ve 0° statif açısında fokalize blok kullanarak tedavinin yapılması daha uygun olacaktır. Ancak alçı kalıpların hastanın özellikle "set up" pozisyonunda yapılması sağlan-

malıdır. Hastaya oturarak yapılan alçılar düzenli stabilizasyon vermemektedir.

3- Aynı yaşlardaki çocukların kafa ölçüleri birbirine yakındır. 15-20 hastalık bir seride sahalar incelenerek 4-5 tane saha şablonu çıkarmak ve bunlara uygun fokalize koruma bloklarını hazırlayarak belli bir standartta tedaviye almak daha iyi neticeler verecektir kanaatindeyiz.

4- Bizim kullandığımız iki teknikte de göz merceği katarakt oluşturabilecek dozu almamaktadır.



SUMMARY AND RESULTS

In this work, the doses received by the critical organs, during the irradiation of total cranium in ALL cases, were investigated with three methods by comparing two irradiation technics; method one is the dosimetric studies in the water phantom by using standart and focal block to these organs, two TLD measurements in the humanoid solid head phantom and three in vivo dosimetric studies in three cases with TLD.

We have found that the lens receive $\approx 15\%$ of the dose in standart blocking, paralld opposed field irradiation technic and $\approx 10\%$ of the dose in 5° post oblique irradiation technic. While lens doze was minimal in the 5° post-oblique technic, the dose of the retro orbital region was also low. This in fact medicates the recurrence incidence as mentioned in the literature.

When the results of our measurements were taken into consideration the following results were obtained.

1- It is not possible to repeat the same position at the set-up without laser pointers.

2- Lateral blockings can not be done correctly, so in order to minimize the faults created from aplication set-ups, lateral casts should be prepared and focal of blockings at 0° would be more suitable lasts

prepared at docubitus ventral usually scores children as they have to stay with their faces closed with the cast. Costs should also be prepared at set-up positions instead of sitting positions.

3- As the head dimensions of the children at the same age level are almost equal plastic head patterns with suitable focalised blockings should be prepared with the help of 15-20 cases in order to provide the necessary standardisation.

4- The lens doses, obtained in both technics, are low enough not to create cataract.



K A Y N A K L A R

- 1- Berenson J.R., Zigelboim J., Gale R.P.: "Acut Lymphoblastic Leukemia" in "Cancer Treatment". Eds: Haskell C.M. Section 12 chapter 62, pp:706, W.B.Saunders Company (1985).
- 2- Cameron J.R., Suntharalingam N., Kenney G.N.: "Thermoluminescent Dosimetri", Chapter 3-4-8, Colonial Press Ins U.S.A. (1968).
- 3- Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of x or γ Rays in Radiotherapy Procedures; ICRU Report 24, U.S.A. (1976).
- 4- Dewit L., Dam J.U., Rijnders A., Velde G.V., Ang K.K.: "A Modified Radiotherapy Technique in The Treatment of Medulloblastoma"; Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol.10, pp.231-241 (1948).
- 5- Dinçol K., "Lösemiler" Klinik Onkoloji; Çeviri editörü Bilge,N., Bölüm 22, 1.baskı, Onkoloji Derneği (1981).
- 6- Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons, ICRU Report 29, U.S.A. (1978).

- 7- Dritschilo A., Cassady J.R., Camitta B., Jaffe N., Pead D., Furman L., Traggis D.: The Role of Irradiation in Central Nervous System Treatment and Prophylaxis for ALL, *Cancer* 37, pp.2729-2735 (1976).
- 8- Dyk J.V.: "Practical Dosimetric Considerations of a 10 MV Photon Beam", *Medical Physics*: 4 No. 2, (1977).
- 9- Gooden D.S.: Use of the Eberline TLR-5 for Clinical Radiation Dosimetry., Eberline Instrument Corporation U.S.A. (1971).
- 10- Harnett A.N., Hirst A., Plowman P.N.: "The Eye in Acute Leukaemia 1. Dosimetric Analysis in Cranial Radiation Prophylaxis", *Radiotherapy and Oncol.* 10, pp.195-202 (1987).
- 11- Johns H.E., Cunningham J.R.: "The Physics of Radiology" Chapter 7-9-10 4.ed, Charles C., Thomas Publisher, Springfield, Illinois U.S.A (1983).
- 12- Karlsson V.L., Brady L.W.: "Primary Intracranial Neoplasms" in "Principles and Practice of Radiation Oncology" eds: Perez, C.A., Brady, L.W., Chapter 20, pp.425-427 (1987).
- 13- Kline R.W., Gilling M.T., Kung L.E.: "Cranial Irradiation in Acute Leukemia: Dose Estimate in Lens", *Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys.* 5, pp.115-121 (1979).
- 14- Mansfield C.M., Santharalingam N.: "Applications of Thermoluminescence Dosimeters in Clinical Radiation Dose Measurements". Thomas Jefferson University Hospital (1974).
- 15- Markoe A.M., Brady L.W., Grand G.D., Shields J.A., Augsburger J.J.: "Radiation Therapy of Ocular Disease" in "Principles and Practice of Radiation Oncology" eds.: Perez C.A., Brday L.W., pp.469 (1987).

- 16- Olshan J.A., Kahn S.B., Crilley P.: "The Leukemias" in "Principles and Practice of Radiation Oncology" Eds, Perez C.A., Brady L.W. Chapter 59, pp.1101-1107 (1987).
- 17- Pla M., Podgorsak E.B., Kim T.H., Freeman C.R.: "Improved Radiotherapeutic technique for Prophylaxis of the Central Nervous System in Patients with Acute Lymphoblastic Leukaemia", *British J. Radiology* 54, 412-415 (1981).
- 18- Ruden B.I.: "Evolution of the Clinical Use of TLD". *Acta Radiol. Therapy. Phys. Biol* 15, Fasc 5 October (1976).
- 19- Woo S.Y., Donaldson S.S., Heck R.J., Nielson K.L., Shostak C.: "Minimizing and Measuring Lens Dose When Giving Cranial Irradiation", *Radiotherapy and Oncol.* 16, 183-188 (1989).