

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BAŞ-BOYUN KANSERLERİNDE GİRİŞ VE ÇIKIŞ DOZLARININ İN VİVO
DOZİMETRİ KULLANILARAK ÖLÇÜLMESİ VE TEDAVİ PLANLAMA
DOZLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programı

Burçin PAİDAR

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mustafa ESASSOLAK

İKİNCİ DANIŞMAN

Öğr.Gör.Dr. Nezahat OLACAK

İZMİR

2010

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BAŞ-BOYUN KANSERLERİNDE GİRİŞ VE ÇIKIŞ DOZLARININ İN VİVO
DOZİMETRİ KULLANILARAK ÖLÇÜLMESİ VE TEDAVİ PLANLAMA
DOZLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programı

Burçin PAİDAR

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mustafa ESASSOLAK

İKİNCİ DANIŞMAN

Öğr.Gör.Dr. Nezahat OLACAK

İZMİR

2010

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Prof. Dr. Mustafa ESASSOLAK

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. Arif ARAS

Üye : Doç. Dr. Füsun ÇAM

Yüksek Lisans Tezi'nin kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

Kanser tedavisinde uygulanan radyasyon dozunun kontrolü için ileri dozimetri ve hassas ölçüm sistemleri geliştirilmiştir. Radyoterapi sırasında anında doz tespiti ve kalite kontrolü yalnızca yarıiletken diyot in vivo dozimetri sistemi ile mümkündür.

Bu çalışmanın amacı, baş-boyun kanseri hastalarının radyoterapi sahalarındaki giriş ve çıkış dozlarını diyotlarla in vivo dozimetri kullanarak planlama dozları ile karşılaştırmaktır. Çalışmada fizik konularının yanı sıra tıbbi uygulamalara yönelik bilgiler de verilmiş olup çalışmanın hazırlanmasında konuyla ilgili temel kaynaklar ve bilimsel araştırmalardan yararlanılmış ve çalışmanın her aşaması Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Bu tezin hazırlanmasında bilgi ve deneyimleriyle bana destek olan, ilgili bölümlerin yazılmasında büyük özveri ve titizlik gösteren değerli hocalarım Prof. Dr. Mustafa ESASSOLAK, Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK ve Fiz. Müh. İbrahim OLACAK'a, her aşamada yanımda olan ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen değerli arkadaşım Öğr. Gör. Emin TAVLAYAN'a ve hayatım boyunca beni destekleyen aileme teşekkür ederim.

Nisan 2010, İzmir

Burçin PAİDAR

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

1. BÖLÜM-I: GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. BÖLÜM-II: GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Baş-Boyun Kanserlerinde Tedavi Yaklaşımları.....	3
2.2. Baş-Boyun Kanserlerinde Genel Tedavi Prensipleri.....	3
2.3. Baş-Boyun Kanserlerinde Radyoterapi Yöntemleri.....	4
2.4. Baş-Boyun Kanserlerinde Kullanılan Radyoterapi Sahaları.....	4
2.5. İn Vivo Dozimetri.....	6
2.5.1. İn Vivo Diyot Dozimetrisi.....	7
2.5.2. Diyot Dozimetrisinin Esasları.....	7
2.5.3. Elektrometre.....	11
2.5.4. Ticari Diyotlar.....	11
2.6. Giriş Dozu Ölçümü İçin Diyot Kalibrasyonu.....	14
2.7. Çıkış Dozu Ölçümü İçin Diyot Kalibrasyonu.....	16
2.8. Bir Diyotun Klinik Koşullarda Kullanımı.....	17
2.9. Düzeltme Faktörlerinin Belirlenmesi.....	18
3. BÖLÜM-III: GEREÇ VE YÖNTEM.....	20
3.1. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcı.....	20
3.2. Scanditronik Wellhöfer İn Vivo Diyot Sistemi.....	22
3.3. Katı Fantomlar.....	23
3.4. İyon Odası.....	24
3.5. Elektrometre.....	25
3.6. Tedavi Planlama Sistemi.....	25
3.7. Diyot Kalibrasyonu.....	26

3.7.1. Giriş Dozu Kalibrasyonu.....	26
3.7.2. Çıkış Dozu Kalibrasyonu.....	27
3.7.3. Farklı Klinik Parametrelerle İlgili Düzeltme Faktörlerinin Belirlenmesi.....	28
3.8. Hasta Planlaması.....	31
3.9. Giriş-Çıkış Dozu Ölçümleri.....	34
4. BÖLÜM-IV: BULGULAR.....	39
4.1. Diyot Kalibrasyonu.....	39
4.2. Klinik Parametrelerle İlgili Düzeltme Faktörlerinin Belirlenmesi.....	40
4.3. Hasta Planlama Değerleri.....	48
4.4. Giriş-Çıkış Dozu Ölçümleri İle Tedavi Dozunun Bulunması.....	50
4.5. Verilerin Analizi.....	52
5. BÖLÜM-V: TARTIŞMA.....	56
6. BÖLÜM-VI: SONUÇLAR.....	65
7. BÖLÜM-VII	
ÖZET.....	66
ABSTRACT.....	67
8. BÖLÜM-VIII	
YARARLANILAN KAYNAKLAR.....	68
EKLER.....	72

TABLolar DİZİNİ

Sayfa No

1. Farklı üretici firmalara ait ticari diyotların özellikleri.....	12
2. Scanditronix EDP diyotların özellikleri.....	13
3. Diyotlar için klinik koşullarda uygulanan farklı düzeltme faktörü Değerleri.....	18
4. Farklı diyot tiplerinin pertürbasyon değerleri.....	39
5. 1 no'lu hastanın planlama değerleri.....	49
6. 2 no'lu hastanın planlama değerleri.....	49
7. 3 no'lu hastanın planlama değerleri.....	50
8. 1 no'lu hasta için ölçülen ve beklenen değerler tablosu.....	51
9. 2 no'lu hasta için ölçülen ve beklenen değerler tablosu.....	51
10. 3 no'lu hasta için ölçülen ve beklenen değerler tablosu.....	52
11. 1 no'lu hasta için hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki farklar ve standart sapmalar.....	53
12. 2 no'lu hasta için hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki farklar ve standart sapmalar.....	54
13. 3 no'lu hasta için hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki farklar ve standart sapmalar.....	55
14. Strojnik'in yaptığı çalışmada belirlenen ölçüm sonuçları.....	60
15. Fiorino'nun yaptığı çalışmada belirlenen ölçüm sonuçları.....	61

RESİMLER DİZİNİ

Sayfa No

1. Çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcı.....	21
2. Scanditronik Wellhöfer marka in-vivo diyotlar.....	22
3. RW3 katı fantomu.....	23
4. Çalışmada kullanılan iyon odası.....	24
5. Çalışmada kullanılan elektrometre.....	25
6. Hasta maskesi üzerinde diyotların yerleşimi.....	37
7. Hastanın sağından diyot yerlerinin görünümü.....	38

GRAFİKLER DİZİNİ

Sayfa No

1. EDP 10-4349 diyotu için giriş dozu SSD bağılılık sonuçları.....	40
2. EDP 10-4350 diyotu için giriş dozu SSD bağılılık sonuçları.....	41
3. EDP 15-2369 diyotu için giriş dozu SSD bağılılık sonuçları.....	41
4. EDP 10-4349 diyotu için çıkış dozu SSD bağılılık sonuçları.....	42
5. EDP 10-4350 diyotu için çıkış dozu SSD bağılılık sonuçları.....	42
6. EDP 10-4349 diyotu için giriş dozu alan bağılılık sonuçları.....	43
7. EDP 10-4350 diyotu için giriş dozu alan bağılılık sonuçları.....	43
8. EDP 15-2369 diyotu için giriş dozu alan bağılılık sonuçları.....	44
9. EDP 10-4349 diyotu için çıkış dozu alan bağılılık sonuçları.....	44
10. EDP 10-4350 diyotu için çıkış dozu alan bağılılık sonuçları.....	50
11. EDP 10-4349 diyotu için giriş dozu wedge bağılılık sonuçları.....	46
12. EDP 10-4350 diyotu için giriş dozu wedge bağılılık sonuçları.....	46
13. EDP 15-2369 diyotu için giriş dozu wedge bağılılık sonuçları.....	47
14. EDP 10-4349 diyotu için çıkış dozu wedge bağılılık sonuçları.....	47
15. EDP 10-4350 diyotu için çıkış dozu wedge bağılılık sonuçları.....	48

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

1. Yarım demet radyoterapi sahaları.....	5
2. Radyasyon dedektörü olarak kullanılan p-tipi yarı iletken diyotun şekli.....	8
3. Düzeltme faktörlerinin şematik gösterimi.....	9
4. Scanditronix EDP diyotlar.....	13
5. Kalibrasyon ölçüm düzeneği.....	15
6. Giriş dozu ölçümü için diyot kalibrasyonu ölçüm düzeneği.....	27
7. Çıkış dozu ölçümü için diyot kalibrasyonu ölçüm düzeneği.....	28
8. Sağ yan tedavi alanı.....	32
9. Supra tedavi alanı.....	33
10. Hasta tedavi alanları.....	34
11. Sağ-sol yan giriş-çıkış dozu ölçüm noktaları.....	35
12. Supra alanı giriş dozu ölçüm noktası.....	36

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ICRU	International Commision on Radiotherapy Units and Measurements
$d_{\max}$	Dozun maksimum olduğu derinlik
MV	Milyon volt
MU	Monitor unit (Monitor birimi)
SD	Standart sapma
SAD	Source axis distance (Kaynak-eksen mesafesi)
SSD	Source skin distance (Kaynak-cilt mesafesi)
TLD	Termolüminesans dozimetri
3-D	Üç-boyutlu
WHO	World Health Organization
YART	Yoğunluk ayarlı radyoterapi

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi tedavisinde amaç, hedef volüme doğru dozu verebilmektir. Bunun için hazırlık, hasta planlaması, hesaplamalar ve günlük tedavi uygulamasının her aşamasında oldukça dikkatli olunmalıdır (27). Radyasyon tedavisi sonuçları, radyasyon alanındaki normal doku toleransı ve belirlenmiş hedef volümdeki doz verimi doğruluğuna bağlıdır. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3D-RT) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) gibi kompleks tedavi tekniklerinin yoğun olarak kullanılmaya başlanmasıyla bu tedavi aşamaları birleştirilmiş ve tedavi doğruluğu için uygun metotlara gereksinim doğmuştur (19,22).

Tedavi planlaması ve bunun hastaya uygulanması sırasındaki pek çok basamakta, hastaya verilen dozda küçük ve kabul edilebilir belirsizlikler olabilmektedir. Hastaya verilen dozdaki belirsizlikler hasta dozimetrisi ile belirlenebilmektedir (8). Tedavi sırasında oluşabilecek hataları en aza indirebilmek için World Health Organization (WHO), International Commission on Radiotherapy Units and Measurements (ICRU), American Association of Physicists in Medicine (AAPM) gibi çeşitli uluslararası kuruluşların tavsiye ettiği bazı dozimetrik kontrol yöntemleri bulunmakta ve bunlar arasında en önemlisi in vivo dozimetri sistemidir (27). İn vivo dozimetride kullanılmak üzere iyon odaları, film dozimetrisi, termoluminesans dozimetri (TLD) ve yarı iletken dedektörler gibi çeşitli ölçüm teknikleri geliştirilmiştir. En sık kullanılan in vivo dozimetri teknikleri TLD ve

diyotlardır (11,22,24). TLD ile anlık doz ölçümü yapılamaz ve doz değerin belirlenmesi için süre gerekmektedir. Diyotlar ise son yıllarda in vivo dozimetride oldukça yaygın olarak kullanılan araçlar haline gelmişlerdir. Tedavi kalite kontrolündeki lineer doz hızı cevabının yanı sıra, yüksek radyasyon duyarlılığı, kolay uygulanabilirliği, küçük boyutlara sahip oluşu, mekanik sağlamlığı ve en önemlisi anlık ölçüm sağlaması diyot kullanımının en önemli avantajlarıdır. Diyotlar; giriş ve çıkış dozu ölçümleri, hedef dozu ve orta hat dozu saptanması, tüm vücut ışınlaması ve monitor birimi (MU) doğrulanması gibi çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadırlar (8,19,25).

Bu çalışmada, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda tedavi edilen baş-boyun kanseri hastalarında in vivo dozimetri sisteminde diyot dedektörler kullanılarak giriş-çıkış dozu ölçümleri alınmış ve tedavi planlama sistemi dozları ile karşılaştırılarak tedavi doğruluğu kontrol edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Baş-Boyun Kanserlerinde Tedavi Yaklaşımları

Baş-boyun kanserleri tüm kanserlerin %5-8'ini oluşturmaktadır. Erken evre tümörlerde tek tedavi modalitesi olarak cerrahi veya radyoterapi (RT) tercih edilebilir. İleri evre hastalıkta ise multidisipliner yaklaşım söz konusudur; cerrahi, RT ve kemoterapi (KT) kombinasyonları kullanılmaktadır (2,9).

2.2. Baş-Boyun Kanserlerinde Genel Tedavi Prensipleri

a) Erken evre (T1,T2) lezyonlarda radyoterapi ve cerrahi aynı derecede etkindir. Bunların hangisinin seçileceği aşağıdaki kriterler göz önüne alınarak saptanır.

1. Fonksiyon ve kozmetik: Örneğin radyoterapi, daha iyi kozmetik sonuç verir ve sesin muhafazasına olanak sağlar.

2. Hastanın tıbbi genel durumu: Bunda cerrahi ve radyoterapinin hastaya getireceği fayda ve zarar ile hastanın buna uyumu göz önüne alınır.

3. Kullanılacak tedavi modelinin etkinliği: Bazen cerrahi bazen de radyoterapi hastalığın önlenmesinde avantajlıdır.

4. Lezyonun yeri: Cerrahiye imkan verip vermediği.

5. Tedavi süresi: Cerrahi tedavi daha kısa sürede tamamlanır.

6. Hastanın tercihi.

b) İleri lezyonlarda: (T3,T4) İleri lezyonlarda çoğu kez kür sağlamak için cerrahi ve radyoterapinin kombinasyonu gereklidir. Cerrahi sadece görünür hastalığa yöneliktir, mikroskopik hastalığı çoğu kez kapsamaz. Radyoterapi ise mikroskopik hastalığı kontrol edebilmekle birlikte büyük kitlelerde başarısız olabilmektedir.

2.3. Baş-Boyun Kanserlerinde Radyoterapi Yöntemleri

a) Preoperatif RT: İnoperable hastalığı operabl hale getirebilmek veya daha kısıtlı alanda cerrahi uygulayarak organ-fonksiyon koruyabilmek amaçlı kullanılır.

1. RT sayesinde çıkarılması gereken doku miktarı aza indirgenir.

2. RT ile uzak metastaz azaltılabilir.

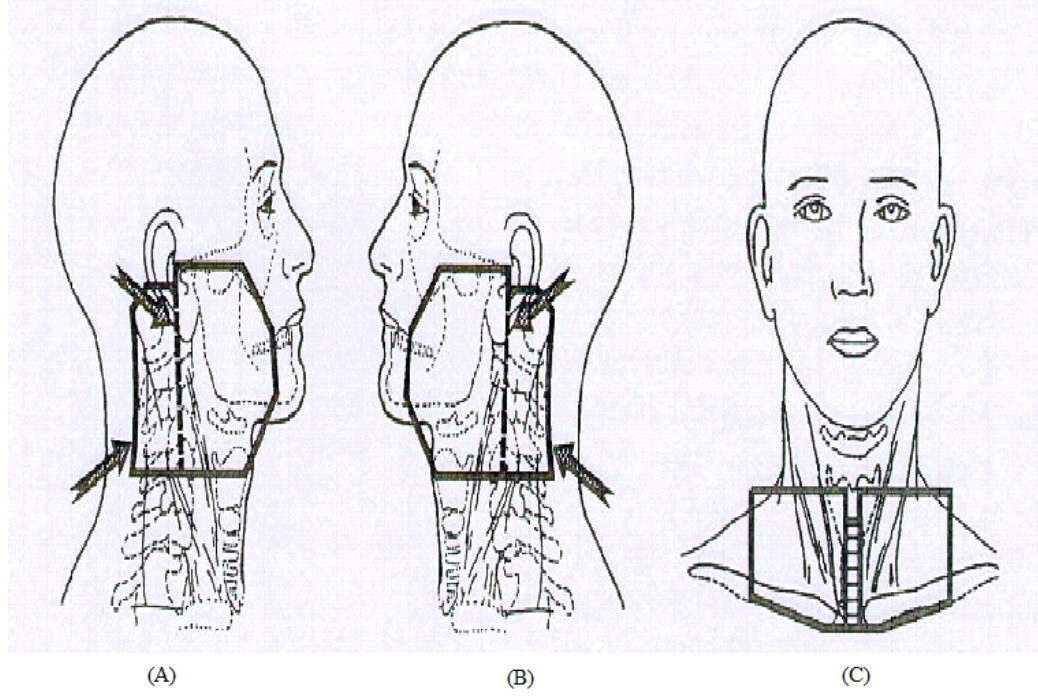
3. Radyoterapi etkisi (damarların ameliyattan sonra bozulması nedeniyle) daha fazladır.

b) Postoperatif RT: Genellikle cerrahi olarak tam çıkarılamayan veya mikroskopik kalıntı düşünüldüğünde gereklidir. Ayrıca cerrahi sırasında tümör ekilimi olması nedeniyle postoperatif radyoterapiye ihtiyaç vardır. Genellikle yüksek doz verilir. Işınlanan dokunun ameliyatı zordur, yara iyileşmesi güçtür. Bu nedenle ameliyat sonrası radyoterapi avantajlıdır.

2.4. Baş-Boyun Kanserlerinde Kullanılan Radyoterapi Sahaları

Radyoterapi; baş-boyun kanserlerinin tedavisinde cerrahi öncesi, cerrahi sonrası veya tek başına uygulanmaktadır. Radyoterapi sahaları; tümör yerleşimi,

yayılımı, lenf nodlarının durumu, çevre kritik dokulara komşuluğu gibi kriterlere bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir. (3,23)



Şekil 2.1. Yarım demet radyoterapi sahaları

Nazofarenks, tonsil, dil kökü, ağız tabanı gibi baş boyun kanserlerinde genel tedavi şekli primer tümörün ve üst boyundaki bölgesel lenf nodlarının paralel karşılıklı yan alan ve alt boyundaki lenfatiklerin tek ön alan ile ışınlanmasıdır. Bu tür ışınlamalarda kalınlık fazla olmadığı için Co-60 kaynaklı γ ışınları, 4 MV, 6 MV yüksek enerjili x ışınları kullanılır. Daha yüksek enerji seviyeleri, cilt altında doz

düşüşlerine sebep olmaktadır. Tedavide genelde 45 Gy sonrası spinal kord için koruma yapılır. Tedaviye, tümör yatağı ile ön ve arka servikal lenfatikleri içine alan karşılıklı iki alan ile başlanır. Sahanın arka sınırı vertebra apofizer çıkıntılarını içine almalıdır. SAD tekniği ile izosentrik ışınlama tercih edilir.

Şekil 2.1 (A) ve Şekil 2.1 (B)'de görüldüğü gibi 40-45 Gy'lik dozdan sonra spinal kord koruması yapılır ve tedaviye 50 Gy'e kadar devam edilir. Sahanın bu ışınlamadaki arka sınırı vertebra korpusunun orta hattından geçmelidir.

Alt servikal lenfatikler ise şekil 2.3 (C)'de görüldüğü gibi bir ön saha ile ışınlanır. Hiyoid kemiğin üstünde yer alan tümörlerde, kurşun bir blok ile larenks ve medulla koruması yapılır. Akciğer apekslerini korumak için sahanın alt yan kenarlarına oblik koruma yapılır. Doz, 3 cm derinlikte hesaplanır (2,4,5,9,20,23,28,29,33).

2.5. İn Vivo Dozimetri

Radyoterapide doz dağılımının gelişimine katkıda bulunan birçok yaklaşım vardır. Bunlardan biri, tedavi zinciri basamağındaki kalite kontroldür. Diğerisi ise in vivo dozimetri programı yoluyla hasta dozunun son kontrollerini kapsamaktadır. Bu anlamda program dıştan ışınlamada oldukça etkili bulunmuştur. Hasta dozunu etkileyen pek çok faktör olduğundan doz dağılımında bazı belirsizlikler gözlenmiştir. Bu belirsizlikler, genellikle ICRU tarafından önerildiği gibi dozun %5 altında olmalıdır. Aynı zamanda dokularda olabilecek inhomojeniteye bağlı doz dağılımındaki belirsizlikler veya değişikliklerdeki hassasiyetin kontrolü için in vivo

dozimetrinin kullanışlı bir metot olduğu anlaşılmaktadır. İn vivo dozimetride kullanılmak üzere iyon odaları, kimyasal dozimetri, film dozimetrisi, TLD ve yarı iletken dedektörler gibi çeşitli ölçüm teknikleri geliştirilmiştir. En sık kullanılan in vivo dozimetri teknikleri; TLD, diyot ve iyon odalarıdır. İn vivo dozimetride kullanılacak yöntemin rahat uygulanabilir, güvenli, kolay kullanılabilir ve tekrarlanabilir olması istenir. Bu nedenle dedektörlerin seçimi çok önemlidir (1,14,15,16,31).

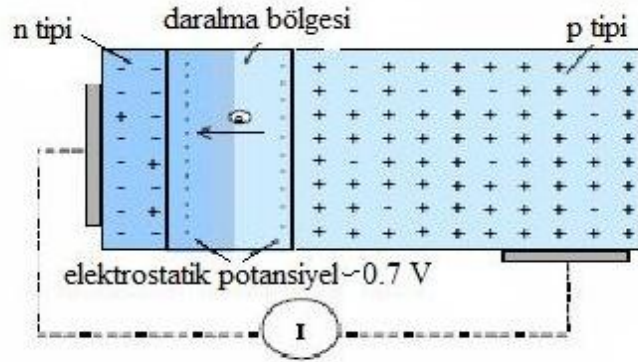
2.5.1. İn Vivo Diyot Dozimetrisi

Diyotlar, temel olarak dozimetrik amaçlar için kullanılır (Huyskens ve ark. 2001; AAPM 2005) çünkü küçük bir hacimde iyi bir uzaysal çözünürlük ve eş zamanlı tepki veren yüksek bir duyarlılığa sahiptirler. Hem ışınlama koşulları hem de diyotun yıpranma payı hesaba katılarak düzenli bir şekilde izlenip düzeltilen parametrelere (alan boyutu, doz hızı vs.) göre önlem alınması ile doğru ölçümler alınabilir (4).

2.5.2. Diyot Dozimetrisinin Esasları

Çoğu diyot, enerji bantları içerisinde düzenli bir şekilde dizilmiş atomik elektronlara sahip, kristal bir madde olan silikondan yapılır. Değerlik bandındaki hollerin (elektronların yarattığı boşluk) hareketi ve iletim (kondüksiyon) bandındaki elektronların yer değiştirmesi ile iletici (kondüksiyon) meydana gelir. Değerlik ve iletim bantları arasındaki açıklık, elektronların (veya hollerin) ısı ile ani olarak

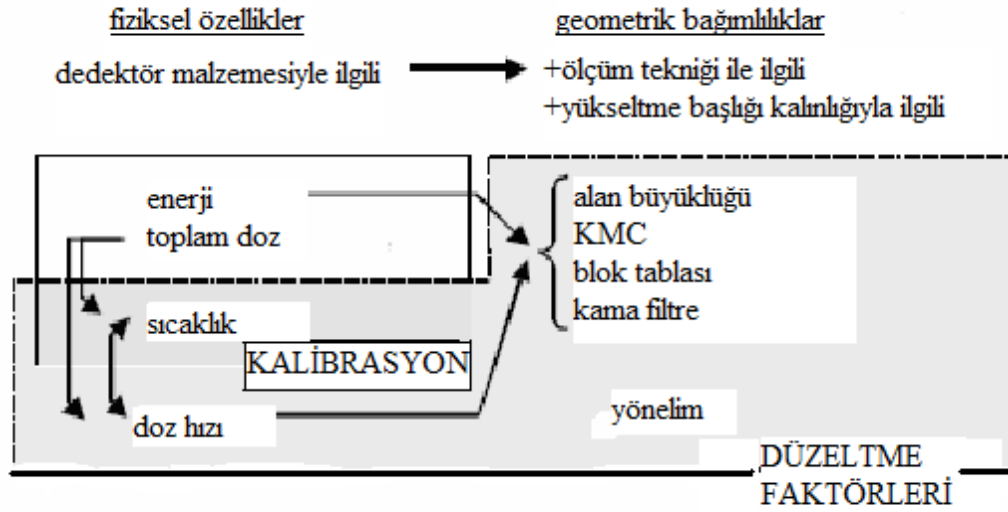
yeniden düzenlenmesini önlemek için yeterince geniştir. Yük taşıyıcılarının sayısı; fosfor, arsenik ve bor gibi safsızlıklar kullanılarak materyale uyarıcı verilmesi ile kontrol edilir. Kullanılan elemente bağlı olarak kristaller, elektriksel akımı taşıyabilen serbest elektronların fazlası veya azı olarak verilir. Elektronların fazlası, n-tipi bir yarı iletken veren negatif yüklü bir akım taşıırken elektronların gereken miktardan azı p-tipi bir yarı iletken vererek pozitif yüklü akım taşırlar. Bir diyot, tipik olarak yüksek yoğunluklu p-tipi atomların kolaylıkla n-tipi bir substrata uyarıcı olarak yerleştirilmesiyle şekillenir (4). Şekil 2.2 p-tipi silikon diyotun temel işleyişini göstermektedir.



Şekil 2.2 Radyasyon dedektörü olarak kullanılan p-tipi yarı iletken diyotun şekli

Buradaki daralma bölgesi, radyasyon tarafından oluşturulan yük taşıyıcılarının kristal yapı içerisinde sürüklenmesine neden olur. Holler, elektronlara göre daha kolay tuzaklandıkları için n-tipi diyotlar bu rekombinasyonlardan (yeniden birleşim) daha fazla etkilenir. Kristal örgü içerisindeki kusurlardan dolayı bazı elektronlar

tuzaklanabilir ve bu nedenle diyot sinyaline katkıda bulunamazlar. Diyot asimetric olarak katkılandığı için (n-tipi bölge p-tipi bölgeye göre daha katkılı) ışınlamanın sebep olduğu yük akısı tamamen elektronlardan oluşur (n-tipi diyotta hollerden). Örgü içinde rekombinasyon merkezlerinin oluşumuna radyasyon neden olduğu için hassasiyet toplam dozla azalır. Dedektörün hassasiyeti yük taşıyıcılarının ömürlerine ve bu nedenle diyot tipine bağlı olarak ortaya çıkan rekombinasyon merkezlerinin sayısına bağlıdır (9).



Şekil 2.3 Düzeltme faktörlerinin şematik gösterimi

Diyotlar, tipik iyon odalarından daha hassastır ve küçük boyutlara sahiptirler. Radyasyon hasarı nedeniyle, tekrarlanan kullanımlarında diyotların hassasiyetleri

değiştigiinden bunlar rölatif dozimetrlerdir. Bu nedenle ışıın kalibrasyonu için kullanılmamalıdır (1).

Diyotlar; çeşitli nitelikler, biçimler ve boyutlarda başlıklar içerisinde enkapsüle edilirler. Tasarımları, üreticiye göre değişir ve foton ışınları veya elektron ışınları için farklılık gösterir. Diyot başlığı, mekaniksel koruma sağlar ve foton ışınları için build-up olarak rol oynar. Zira diyotlar; in vivo ölçümlerine hizmet edip diyot başlığı, genellikle doku-eşdeğer maddeden (polistiren veya epoksi) yapılır (4).

Diyot cevabının; alan boyutu, kaynak-cilt mesafesi (SSD), derinlik, kama filtre açısı ve sıcaklık ile değişiminin doğru bir şekilde belirlenmesi ve doz tayininin doğru yapılması için küçük düzeltme faktörleri bulunur. Bu düzeltme faktörlerinden diyotların üç basit fiziksel özelliği sorumludur. Bunlar; enerji bağımlılığı, puls başına doz bağımlılığı ve duyarlılığın sıcaklığa bağımlılığıdır. Son düzeltme diyot tipine bağlıdır fakat $\%0,3/^{\circ}\text{C}$ değerinde olabilir. 30°C civarında olan hasta cildindeki diyotun sıcaklığına dikkat edilmelidir ve diyot, oda sıcaklığında kalibre edildiyse $\%3$ civarında düzeltme faktörü gerektirir. Hassasiyetin sıcaklıkla değişimi toplam ışıınlaması fazla olan diyotlarda az olanlara göre daha düşüktür. Diyotlar yön bağımlılığı gösterebilirler ve bu, diyotun yapısı ve build-up cap'ten kaynaklanabilir (1,8).

2.5.3 Elektrometre

Diyot, düşük giriş impedanslı ve düşük ofset voltajına sahip bir sistem olduğundan özel bir elektrometreye bağlanmalıdır. Yarıiletken dedektörlerin bağlandığı elektrometreler hem giriş hem de çıkış dozu ölçümüne izin verirler. Cihazlar, aynı anda pek çok bireysel diyot kullanımına izin veren çoklu kanallı (2'den 12'ye kadar değişen kanal sayısı) elektrometrelerdir. Çoğu elektrometre her bir diyot için sıfır seviyesi ayarının yapılmasına olanak sağlar ve ayrıca okumaların direkt absorbe edilen doz olarak sergilenebilmesi için diyot sinyallerine uygulanan bireysel kalibrasyon faktörlerinin kullanımına izin verir. Son zamanlarda gelişen cihazların çoğu, bilgisayar kontrollüdür veya uzun dönem depolama ve sonraki verileri işleme özellikleri sağlayan bir bilgisayar ara yüzü olarak kullanılabilir (4,6,8).

2.5.4. Ticari Diyotlar

Sahip oldukları özelliklere göre farklı tiplerde ticari diyotlar vardır. Bu özellikler ön ışınlama dereceleri, katkılama tipleri, geniş bir foton enerji aralığında ölçüme olanak sağlayacak şekilde yükseltme başlığının tasarımı ve kalınlığı olarak sıralanabilir. Kusursuz bir in vivo dozimetrisi için kullanılan diyotun özellikleri çok iyi anlaşılmalı ve amaca uygun olarak tercih edilmelidir (8). Aşağıda çeşitli şirketlerce üretilen ticari diyotlara ve özelliklerine yer verilmiştir:

Firma	Scanditronix Medical AB EDP diyotları	Sun Nuclear Corporation QED diyotları	Precitron MDS Nordion AB P diyotları	Nuclear Associates Veridose diyotları	Sun Nuclear Corporation isorad-p diyotları
Diyot tipi	p-tipi	p-tipi	n-tipi	n-tipi	p-tipi
Hassasiyet [nC/Gy]	40	40	150-300	150	40
Hassasiyet azalması [%/kGy]	1	<1.5-10MeV < 1.5 - 18MV 6MV için 0.1		< %15 10kGy'den sonra	10MeV'de 1 6MV'de 0.1
Sıcaklıkla hassasiyet azalması [%/C]	4	0.3	0.1-0.3	< 0.5	0,3
Önışınlama düzeyi	10MeV'de 8kGy	10MeV'de 10kGy	25kGy		10kGy
Çizgisellik (doz başına atma)	0.1- 0.6mGy aralığında < %1				
SSD'ye Bağlılık		tipik lineer hızlandırıcılar için 80-130cm SSD'de 18MV için %2 ve 8MV için %1	< %1	tipik lineer hızlandırıcılar için 80-130cm SSD'de 6 ve 18MV için %1	
Çıkış kutbu	negatif	negatif veya pozitif	negatif	negatif veya pozitif	

Tablo 2.1 Farklı üretici şirketlere ait ticari diyotların özellikleri

Model	Uygulama / enerji aralığı	Yükseltme başlığı / su eşdeğeri yükseltme başlığı
EDD-2	Giriş / çıkış elektronlar	/ 2 mm
EDD-5	Kritik organ Co-60	Polistiren / 4.5 mm
EDP-0	Cilt dozu	hiçbiri
EDP-10	4-8 MV	Paslanmaz çelik / 10 mm
EDP-15	6-12 MV	Paslanmaz çelik / 15 mm
EDP-20	8-12 MV	Paslanmaz çelik / 20 mm
EDP-30	16-25 MV	Tantalum / 30 mm*

*30 mm'den küçük [Jornet 1996], [Meijer 2001]

Tablo 2.2 Scanditronix EDP diyotların özellikleri



Şekil 2.4 Scanditronix EDP diyotlar

2.6. Giriş Dozu Ölçümü İçin Diyot Kalibrasyonu

Giriş dozu $D_{giriş}$, hüzmengin girişinde hasta yüzeyinden belirli bir uzaklıktaki noktada tanımlanmıştır. Bu uzaklık "maksimum build-up derinliği" d_{max} 'a eşittir. Diyotun, örnek olarak hastanın cildi üzerine yerleştirildiğinde, demet kalitesine ve geometrisine göre maksimum doz derinliğindeki dozu ölçmek için giriş dozu kalibrasyonu gerçekleştirilir. Kalibrasyon basamakları öncelikle kalibrasyon faktörünün (F_{kal}) belirlenmesini içerir. Diyotların kullanılacakları enerji kalitesine göre kalibre edilmeleri tavsiye edilmektedir. Toplam dozun, diyot sinyalinde yaratacağı etkiden dolayı kalibrasyon işlemi belirli aralıklarla tekrarlanmalıdır. Bu aralık tipik olarak bir hafta ile bir ay arasında değişmektedir (8).

Giriş dozu kalibrasyon faktörü $F_{giriş}$, referans koşullarda geçerli olan build-up başlığıyla birlikte giriş yüzeyinde hastanın cildine yerleştirilmiş diyotun $R_{sc,giriş}$ sinyaliyle birlikte $D_{giriş}$ giriş dozunu vermek üzere çarpılması gereken bir faktör olarak tanımlanmıştır. Giriş dozu kalibrasyon faktörü şu şekilde hesaplanır (6):

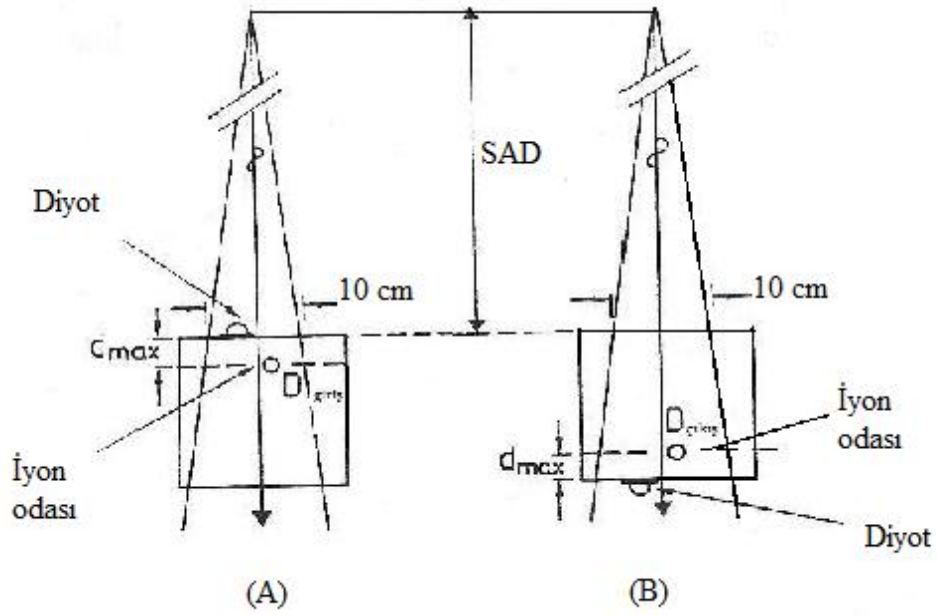
$$F_{giriş} = D_{giriş} / R_{sc,giriş}$$

Klinik bir durumdaki giriş dozu değeri, diyot okumalarından yararlanılarak diyot okuması, düzeltme faktörü ve kalibrasyon faktörünün çarpımıyla hesaplanır.

$$D_{giriş} = R_{giriş,diyot} F_{kal} \Pi CF_i$$

$$F_{kal} = (D_{iyon\ odası} / R_{diyot})_{ref\ şart}$$

$F_{giriş}$ 'in belirlenmesi için diyot hüzmünün giriş kenarında, düz bir fantomun yüzeyine yerleştirilir ve diyotun yanıtı d_{max} derinliğinde konumlandırılan kalibre edilmiş bir iyon odasının yanıtı ile karşılaştırılır (Şekil 2.5 (A)).



Şekil 2.5 Kalibrasyon ölçüm düzeneği

Yapılan ölçümlerdeki amaç maksimum doz derinliğindeki dozu ölçmek olduğu için ve iyon odasının altındaki derinliklerin ölçümüne gerek olmadığından, fantom içerisine iyon odası yerleştirilmesinden kaynaklanan yer değiştirme faktörünün uygulanmasına gerek yoktur. Lineer hızlandırıcılar için referans SSD 100 cm'dir ve referans alan 10x10cm²'dir (8).

2.7. Çıkış Dozu Ölçümü İçin Diyet Kalibrasyonu

Giriş dozu ölçümüne benzer şekilde bir yarıiletken detektör hüzmene çıkış yüzeyi üzerine yerleştirilerek ve bu yüzeyden fantomda d_{max} 'ta konumlanmış bir iyon odasının yanıtıyla karşılaştırılarak bir çıkış dozu kalibrasyon faktörü $F_{çıkış}$ belirlenebilir (Şekil 2.5 (B)).

Çıkış dozu kalibrasyon faktörü $F_{çıkış}$ şu şekilde hesaplanır:

$$F_{çıkış} = D_{çıkış} / R_{sc,çıkış}$$

Burada “çıkış” sembolü dışındaki bütün semboller, giriş dozu kalibrasyon faktöründekiyle aynı anlamları taşımaktadır.

Çıkış dozu kalibrasyonu için uygulanan referans koşullar ile ilgili olarak hastanın kalınlığı ek bir değişken oluşturmaktadır. Kalibrasyon fantom kalınlığı, klinik koşullarda karşılaşılan ortalama kalınlığa tercihen eşit olmalıdır. Tek bir çıkış kalibrasyon faktörünün bir kontrolü de aynı zamanda iki veya üç tipik kalınlık için önerilmektedir.

Bir diyetin kullanım ömrü boyunca biriken doz, diyet yanıtını azaltmakta ve detektör, klinik kullanım boyunca doz biriktirirken kalibrasyon faktörleri de artmaktadır. Ancak giriş ve çıkış faktörlerinin birbiriyle ilişkili artışının eşit ve böylece bu faktörlerin F oranının zaman içinde değişmediği gösterilmiştir (Leunens ve arkadaşları, 1990-b). Öyleyse iki kalibrasyon faktöründen sadece birinin zaman içindeki evrimini izlemek yeterlidir. Kontrollerin sıklığı, ölçümler için gereken kesinlik kadar detektör kullanımının sıklığına da bağlıdır. Bu nedenle kalibrasyon

işlemi belli aralıklarla tekrarlanmalıdır. Bu aralık bir hafta ile bir ay arasında değişmektedir (6).

2.8. Bir Diyotun Klinik Koşullarda Kullanımı

Diyot cevabını etkileyen her parametre, klinik koşullar referans koşullardan farklı olduğu zaman kalibrasyon faktörünün neden tek başına detektör sinyalini absorplanan doza çevirmede yeterli olmadığına yanıttır. Öyleyse birkaç düzeltme faktörü gereklidir (Tablo 2.3). Bu faktörler doğru dozu elde etmek için kalibrasyon faktörü ile çarpılması gereken kümülatif faktörler olarak bilinirler. Eğer dedektörün yanıtı, klinik koşullarda referans koşullarında olduğundan daha düşük veya daha yüksek ise bu faktörler sırasıyla birimden daha yüksek veya küçüktür. Tavsiye edilen bazı değerler Tablo 2.3’de parantez içinde belirtilen metodoloji ile yakından ilişkilidir. Düzeltme faktörünün değerinin birime eşit olması ya temel olarak karşılık gelen değişkenin detektör yanıtı üzerine hiçbir etkisi olmadığından ya da hatanın %1’i aşmayacak şekilde hesaplanmasındandır (6).

Düzeltilme Faktörleri (Parametre)	Diyotlar (Koşullar)
C_D (Doz)	1
C_{DR} (doz hızı)	1 (doz hızı başına kalibrasyon oranı: giriş, çıkış, TBI) $\square$ 1 (wedge için)
C_T (Sıcaklık)	1 (sağlanan genel koşullar altında sıcaklıkla hassaslık değişimi $\square$ °C başına%0.4) $\square$ 1 (TBI)
C_E (Enerji)	1 (ışın başına ayrı bir kalibrasyon)
C_{DI} (Yön)	1 (alan merkezine yakın) $\neq 1$ (tanjansiyel alan veya merkezi olmayan pozisyon)

Tablo 2.3 Diyotlar için klinik koşullarda uygulanan farklı düzeltme faktörü değerleri

2.9. Düzeltme Faktörlerinin Belirlenmesi

Kalibrasyon faktörünün belirlenmesinden sonra referans şartların dışındaki durumlarda diyot okumasına gelecek değişimlerin düzeltilmesi amacıyla bir düzeltme faktörleri kümesi oluşturulmalıdır. Diyot cevabını etkileyen en önemli faktörler; alan büyüklüğü, SSD mesafesi, kama filtre gibi ışın düzenleyicilerin varlığı ve demet yönelimidir. Bu faktörlerin diyot sinyaline etkileri, sadece diyot kristalinin

iç özelliklerine olan etkisi değil, ayrıca demet fiziğine göre dedektörün referans durumda maksimum doz derinliğindeki dozdan farklı saçılmaların katkısına maruz kalması şeklindedir. Sonuç olarak çoğu düzeltme faktörünün, hasta cildine yerleştirilen bir dedektörün ölçeceği dozun hesabında kullanılması doğaldır. Düzeltme faktörleri, klinik durumdaki diyot ve iyon odası okumalarının oranlarının referans koşullardaki aynı oranlara normalize edilmesiyle bulunur (8).

$$CF_i = CF_{\text{alan büyüklüğü}} CF_{\text{SSD}} CF_{\text{kama filtre}}$$

$$CF = (R_{\text{iyon odası}}/R_{\text{diyot}})_{\text{klinik şart}} / (R_{\text{iyon odası}}/R_{\text{diyot}})_{\text{referans şart}}$$

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Aralık 2007 - Mart 2010 tarihleri arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Elekta marka, Precise model lineer hızlandırıcı kullanılmıştır (Resim 3.1).



Resim 3.1 Çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcı

Elekta marka, Precise model lineer hızlandırıcı, 4-6 MV'luk iki foton ve 4-6-8-10-12-15 MeV'luk altı elektron enerjisine sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Elde edilen yüksek enerjili elektronlar; direkt olarak yüzeyel tümörlerin tedavisinde kullanılabildiği gibi, hızlandırılmış elektronlar bir hedefe çarptırılarak ve hedef maddenin elektronları ve çekirdeği ile etkileşerek x-ışınları elde edilebilir. Foton demetleri tedavide kullanılmadan önce düzeltici filtrelerden geçirilirler. Düzeltici filtreler Wolfram ve Alüminyumdan yapılmıştır. Elektron demetleri ile tedavide ise hızlandırılan elektron demeti bir hedefe çarptırılmadan saçıcı filtreden geçirilirler.

Lineer hızlandırıcı, kullanılacak enerjiler için diyotlar ışınlanmadan önce kalibre edilmiş ve gerekli ayarlar yapılmıştır.

3.2. Scanditronix Wellhöfer İn Vivo Diyot Dozimetri Sistemi

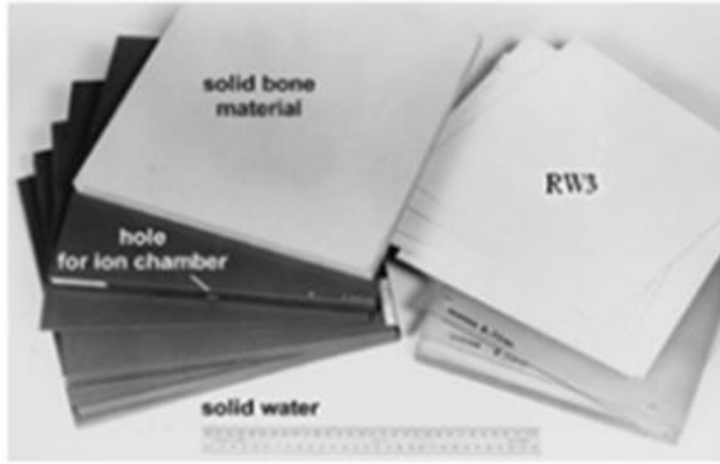
Farklı enerji ve ölçüm şartlarında toplam 3 diyot kullanılmıştır (Resim 3.2). Elektrometre, 12 kanal sayesinde aynı anda 12 diyotdan ölçme olanağına sahiptir ve yapılan ölçümler tedavi esnasında analiz edilebilmektedir.



Resim 3.2 Scanditronik Wellhöfer marka in vivo diyotlar

3.3. Katı Fantomlar

Çalışmamızdaki ölçümler, yoğunluğu insan dokusunun yoğunluğuna eşdeğer olan fantom materyalleri ile yapılmış olup bu fantomların yoğunluğu yaklaşık 1,032' g/ cm³ dür (Resim 3.3).



Resim 3.3 RW3 katı fantomu

3.4. İyon Odası

Çalışmada Scanditronix Wellhöfer marka FC 65-G/TNC SN-966 model iyon odası kullanılmıştır (Resim 3.4). İyon odası hacmi 0,6 cc'dir.



Resim 3.4 Çalışmada kullanılan iyon odası

3.5. Elektrometre

İyon odasıyla yapılan ölçüleri alabilmek için Scanditronix Wellhöfer Dose1 marka elektrometre kullanılmıştır.



Resim 3.5. Çalışmada kullanılan elektrometre

3.6. Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmamızda “PrecisePLAN” marka tedavi planlama sisteminin 2.12 numaralı yazılımı kullanılmıştır. PrecisePlan yazılımı bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerini

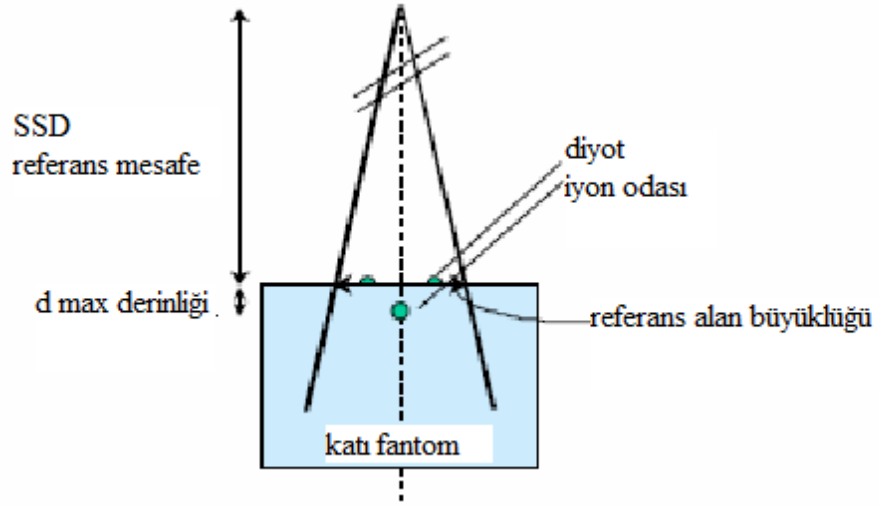
bilgisayar ağı üzerinden alabilen ve bu görüntüleri üç boyutta düzenleyerek konformal tedavi planlamasına olanak sağlayan bir programdır. PrecisePlan BT'den gelen doku elektron dansite değerlerini kullanarak radyasyonun farklı dokular içinden geçerken meydana getirdiği farklı saçılmaları hesaplar ve böylece daha hassas tedaviler uygulanmasına imkan verir.

3.7. Diyet Kalibrasyonu

3.7.1. Giriş Dozu Kalibrasyonu

Giriş dozu diyet sinyal kalibrasyonu için Şekil 3.1'de verilen katı fantom ölçüm düzeneği kurulmuştur. Ölçümler 30x30x15 cm³ RW3 su eşdeğeri katı fantom ile yapılmıştır. Aynı koşullar altında katı fantom üzerine diyet, d_{max} (6MV foton enerjili lineer hızlandırıcı için 1,5 cm) derinliğine de iyon odası yerleştirilmiştir. Diyet ve iyon odası merkezi eksen üzerinde konumlandırılmıştır. Diyetler, iyon odasının doz pertürbasyonunu engellemek için merkezden 1,5 cm öteye yerleştirilmiştir. Dozimetrik ölçümler için referans koşullar olan gantry açısı 0°, SSD=100 cm, 10x10 cm² alan boyutları, 0° kama filtre açısı, 15 cm fantom kalınlığı, 0° kollimasyon açısı ile ışınlamalar yapılmıştır. Tüm tedavi alanlarında kurşun korumalar olduğundan kalibrasyon ışınlamaları da blok tepsisi ile yapılmıştır. Hasta planlamaları, asimetrik alanlarla planlandığı için 10x10 cm² alan boyutları da asimetrik olarak açılmıştır.

Kalibrasyon ölçümleri lineer hızlandırıcıda EDP 10-4349, EDP 10-4350 ve EDP 15-2369 diyetleri kullanılarak yapılmıştır.



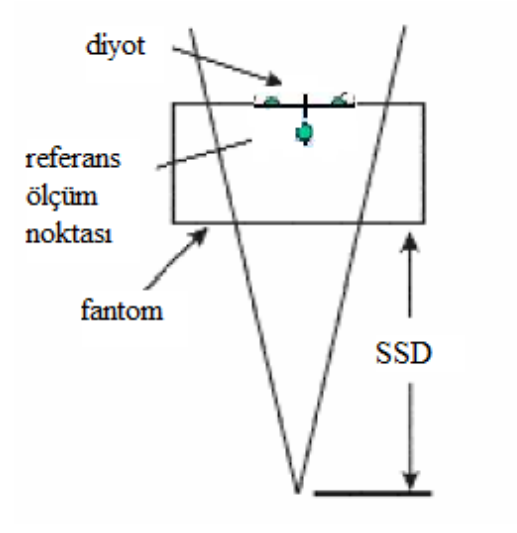
Şekil 3.1 Giriş dozu ölçümü için diyot kalibrasyonu ölçüm düzeneği

3.7.2. Çıkış Dozu Kalibrasyonu

Çıkış dozu kalibrasyonu için Şekil 3.2'deki ölçüm düzeneği kurulmuştur. Dozimetrik ölçümler için referans koşullar olan gantry açısı 180° , SSD=95 cm, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutları, 0° kama filtre açısı, 10 cm fantom kalınlığı, 0° kollimasyon açısı ve blok tepsisi ile ışınlamalar yapılmıştır. Hasta planlamaları, asimetrik alanlarla planlandığı için $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutları da asimetrik olarak açılmıştır. Diyotlar, fantom üzerine; iyon odası, fantom çıkış yüzeyinden kalibre edilecekleri enerji için maksimum doz derinliğine yerleştirilmiştir.

İyon odası, Scanditronix Wellhöfer Dose1 marka elektrometreye; diyotlar ise 12 kanallı Scanditronix Wellhöfer elektrometreye bağlanmıştır. Herhangi bir kanalda kalibre edilen diyot başka bir kanalda kullanılmamıştır. Diyotlar, tüm fantom ve

hasta ölçümlerinde kalibre edildikleri kanala bağlanmıştır. Kalibrasyon ölçümleri lineer hızlandırıcı ile EDP 10-4349 ve EDP 10-4350 diyotları için yapılmıştır.



Şekil 3.2 Çıkış dozu ölçümü için diyot kalibrasyonu ölçüm düzeneği

3.7.3. Farklı Klinik Parametrelerle İlgili Düzeltme Faktörlerinin Belirlenmesi

Kalibrasyon faktörlerinin yanı sıra farklı koşullar altında alınan ölçümlerde çeşitli cevap farklılıklarının açıklanabilmesi için düzeltme faktörleri de bulunmuştur.

Düzeltilme faktörleri, hem giriş hem de çıkış dozu ölçümlerinde çeşitli parametreler için belirlenmiştir.

Bu parametreler:

1-) SSD ve Kalınlık

2-) Alan Boyutu

3-) Kama filtre

Bağımlılıkların incelenmesinde giriş dozu ve çıkış dozu düzeltme faktörleri farklı parametreler için belirlenmiştir. EDP 10-4349, EDP 10-4350 ve EDP 15-2369 diyotları için alınan düzeltme faktörlerinin belirlenmesinde alan bağımlılığına 7x7 cm² ile 20x20 cm² alan boyutları arasında, SSD mesafesine bağımlılıkta 90 cm ile 100 cm arasında, kama filtre açısı bağımlılığına ise 0° ile 45° açıları arasında bakılmıştır. Giriş dozu kalibrasyonu ölçümlerinde fantom kalınlığı ölçüm sonuçları için bir önem teşkil etmezken çıkış dozu kalibrasyonu ölçümlerinde fantom kalınlığı ölçüm sonuçlarını etkilemektedir. Bu yüzden kullanılan diyotların giriş dozu kalibrasyonu sırasında kalınlık hesaba katılmazken çıkış dozu kalibrasyonunda fantom kalınlığı hesaba katılmıştır. Hasta planlamalarımızın hepsinde blok tepsi kullandığımız için bütün düzeltme faktörü ölçümleri, blok tepsi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tedavi sırasında hasta üzerinde alınan ölçümler, diyotlar maske üzerine yapıştırılarak yapıldığından sıcaklık düzeltmesi yapılmamıştır. Farklı gantry açıları için alınan ölçümler sonucu, çok küçük sapmalar görüldüğünden gantry açısı bağımlılığı incelenmemiştir.

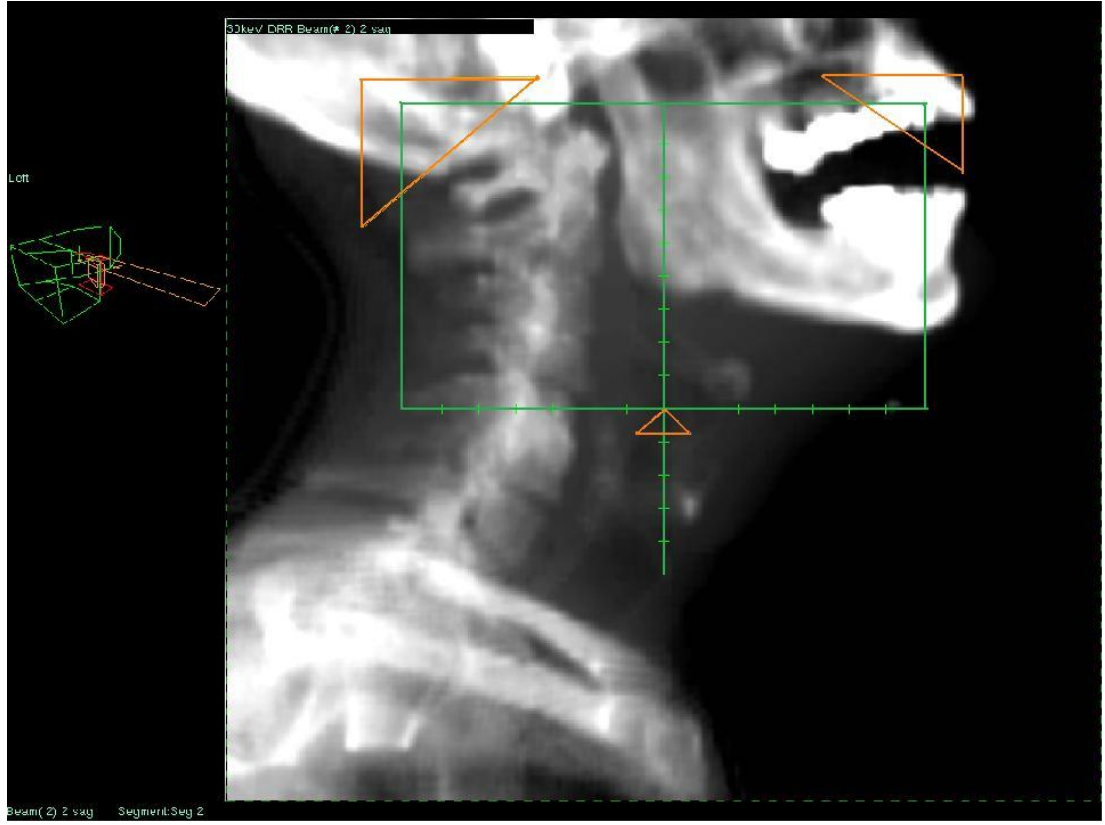
SSD ve Kalınlığa Bağımlılığın İncelenmesi: SSD değişiminin diyot okumalarına etkisi incelenirken gantry, kollimatör ve kama filtre açısı 0°'dir. Alan boyutu 10x10 cm²'lik referans değerdedir. Diyotlar kalibrasyon ölçümleri sırasında bulundukları konumlarda yerleştirilmişlerdir. EDP 10-4349 ve EDP 10-4350 diyotları giriş dozu düzeltme faktörleri için SSD=90, 95 ve 100 cm'de ölçümler alınmıştır. EDP 15-2369 diyotu giriş dozu düzeltme faktörleri için SSD=90, 95 ve 100 cm'de ölçümler alınmıştır. Çıkış dozu kalibrasyon ölçümlerinde; tüm alanlarımız izosentrik olduğu için hastanın kalınlığı ile alanın SSD'si orantılı bir şekilde değişmektedir. Bu nedenle çıkış dozu kalibrasyonunda SSD ve kalınlık tek değişken olarak ele alınmıştır. EDP 10-4349 ve EDP 10-4350 diyotları çıkış dozu düzeltme faktörleri için ölçümler gantry 180°'de. SSD=90 cm iken 20 cm kalınlıkta, SSD=92.5 iken 15 cm kalınlıkta, SSD=95 iken 10 cm fantom kalınlığında ölçümler alınmıştır.

Alan Boyutu Bağımlılığının İncelenmesi: Alan boyutunun diyot okumalarına etkisinin incelenmesinde kullanılan düzenek, kalibrasyon sırasında kullanılan düzenek ile aynıdır. Giriş dozu düzeltme faktörlerinin belirlenmesi sırasında gantry, kollimatör ve kama filtre açısı 0°'dir. EDP 10-4349 ve EDP 10-4350 diyotları giriş dozu düzeltme faktörleri için SSD=100 cm'de 7x7, 10x10, 15x15, 20x20 cm²'de, EDP 15-2369 diyotu için giriş dozu düzeltme faktörleri 10x10, 15x15, 20x20 cm² alan boyutlarında ölçümler alınmıştır. EDP 10-4349 ve EDP 10-4350 diyotları çıkış dozu düzeltme faktörleri gantry açısı 180°, kollimatör ve kama filtre açısı 0°, SSD=95 cm'de 7x7, 10x10, 15x15, 20x20 cm² alan boyutlarında ölçümler alınmıştır.

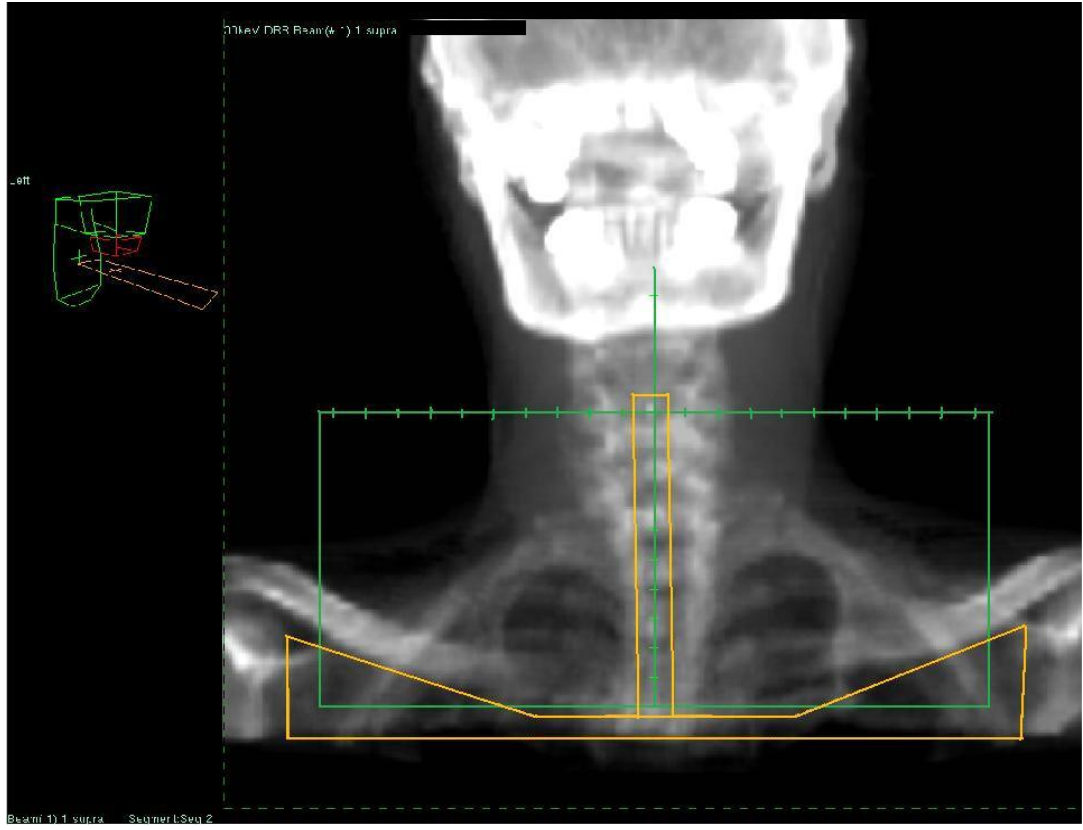
Kama Filtre Açısı Bağımlılığının İncelenmesi: Kama filtre açısının diyot okumalarına etkisinin incelenmesinde kullanılan düzenek, kalibrasyon sırasında kullanılan düzenek ile aynıdır. EDP 10-4349, EDP 10-4350 ve EDP 15-2369 diyotları giriş dozu düzeltme faktörleri için SSD=100 cm, gantry 0°'de, EDP 10-4349 ve EDP 10-4350 diyotları çıkış dozu düzeltme faktörleri için SSD=95 cm, gantry 180°'de 0°, 15°, 30°, 45°'lik açılarda ölçümler alınmıştır.

3.8. Hasta Planlaması

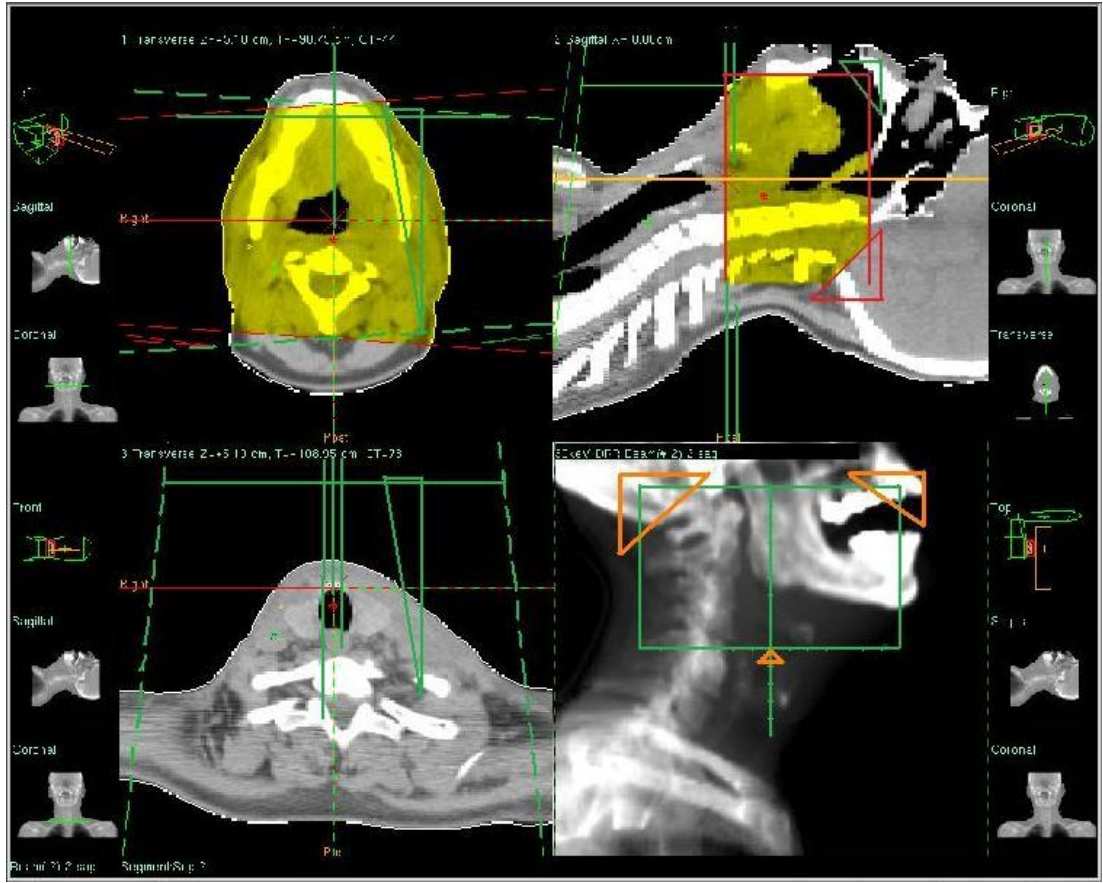
Baş-boyun hastalarının bilgisayarlı tomografi kesitleri PrecisePlan tedavi planlama sisteminine aktarılmıştır. Kesitler üzerinde kritik organlar ve tümör çizilmiş, daha sonra da iki yan, bir supraklaviküler alanlar şeklinde tedavi planlamaları yapılmıştır. Yapılan tedavi planlamalarına uygun ışınlamalar için simülatör cihazında alanlar ve koruma blokları kontrol edilmiş ve tedavi alanı merkezleri işaretlenmiştir. Yapılan tedavi planlamaları aşağıdaki gibidir:



Şekil 3.3 Sağ yan tedavi alanı



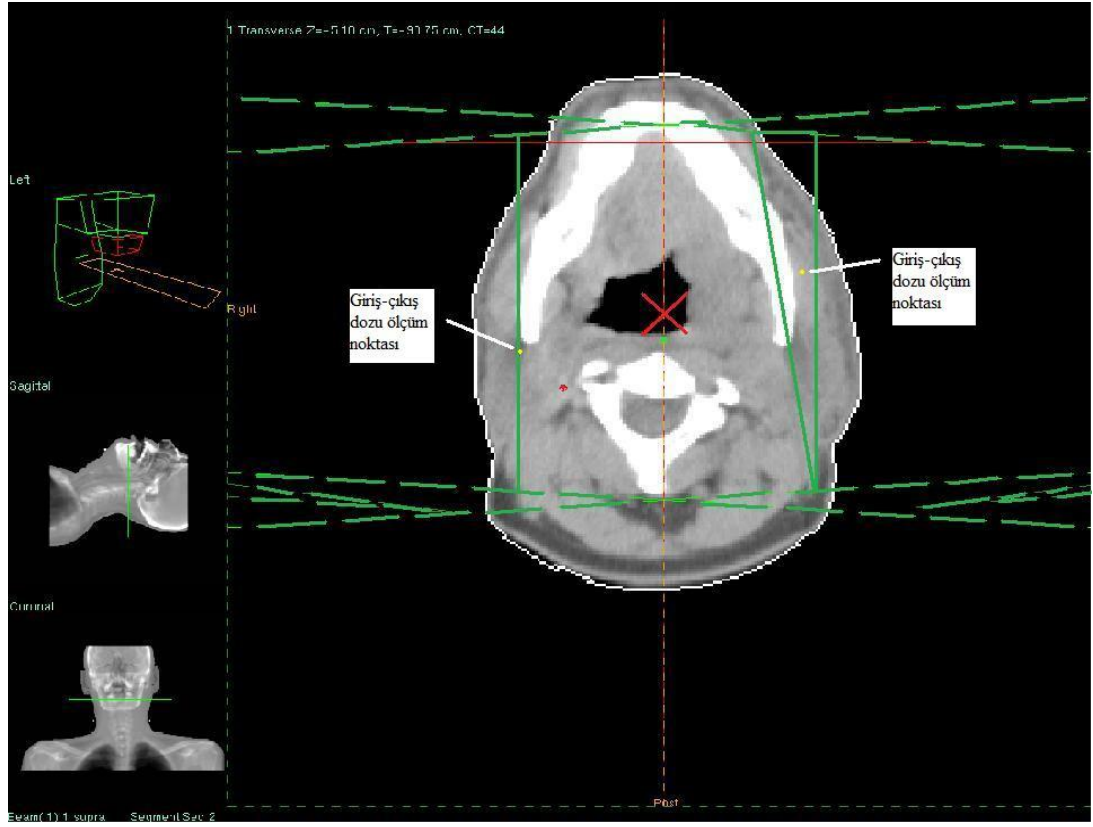
Şekil 3.4 Supra tedavi alanı



Şekil 3.5 Hasta tedavi alanları

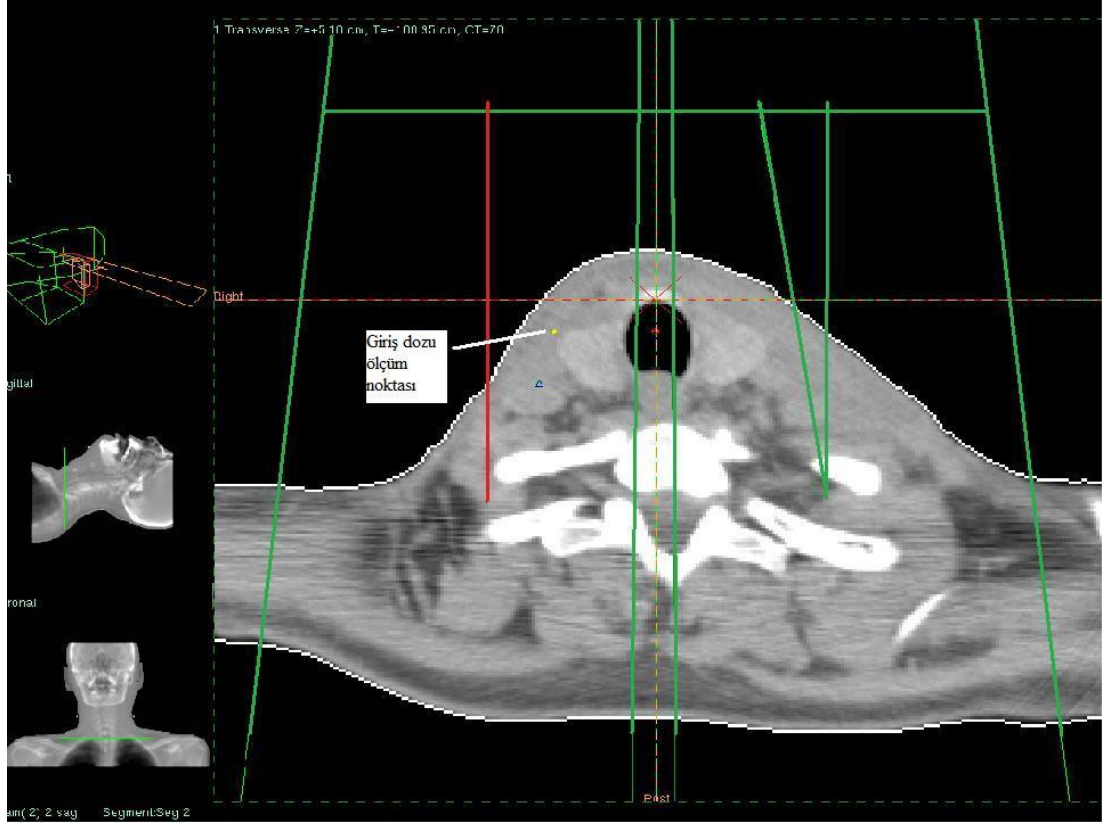
3.9. Giriş-Çıkış Dozu Ölçümleri

Giriş dozu ölçümlerinde, iki yan alan için EDP 10-4349 ve EDP 10-4350 diyotları; supra alanı için ise EDP 15-2369 diyotu kalibre edildikleri kanallara bağlanarak kullanılmıştır.



Şekil 3.6 Sağ-sol yan giriş-çıkış dozu ölçüm noktaları

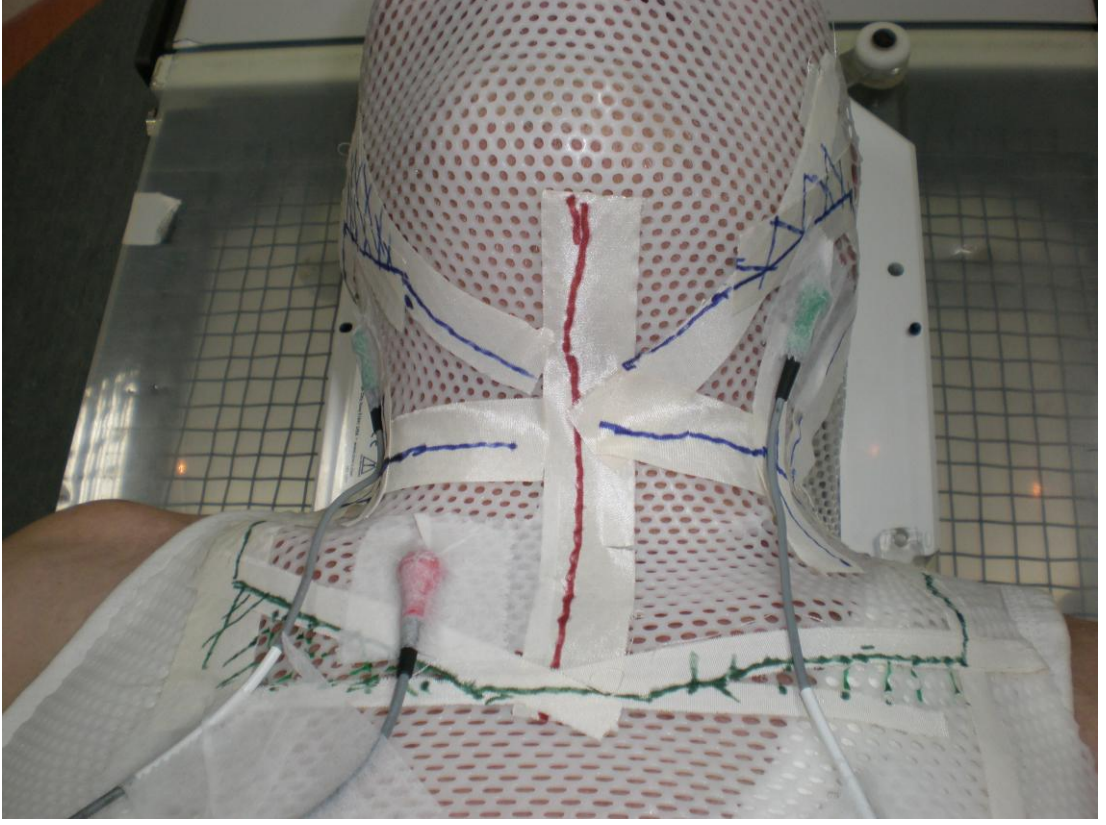
Diyotların kalibrasyon sırasında merkeze göre yerleri göz önünde bulundurularak hasta üzerinde konumlandırılarak ölçümler alınmış ve değerler kaydedilmiştir. Maske üzerine yerleştirilen diyetler, kalibre edildikleri gibi d_{max} 'daki (1,5 cm derinlikteki) dozu ölçmektedir.



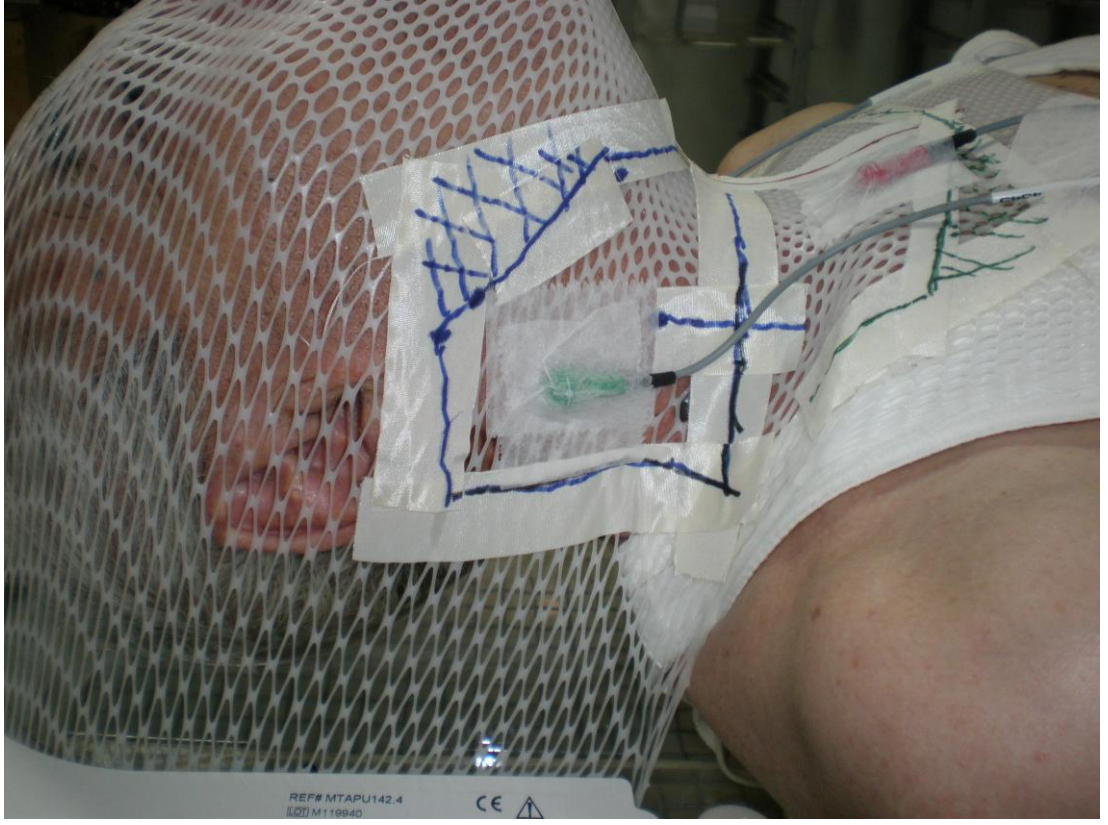
Şekil 3.7 Supra alanı giriş dozu ölçüm noktası

Çıkış dozu ölçümlerinde, iki yan alan için EDP 10-4349 ve EDP 10-4350 diyotları kullanılmıştır.

Hastalar üzerinde on gün boyunca ölçümler alınmış olup ölçümler sırasında diyotlar maske üzerine yapıştırılmış ve her ölçüm öncesi diyotlara sinyal kalibrasyonu yapılmıştır.



Resim 3.6 Hasta maskesi üzerinde diyetlerin yerleşimi



Resim 3.7 Hastanın sağından diyet yerlerinin görünümü

4. BULGULAR

4.1. Diyot Kalibrasyonu

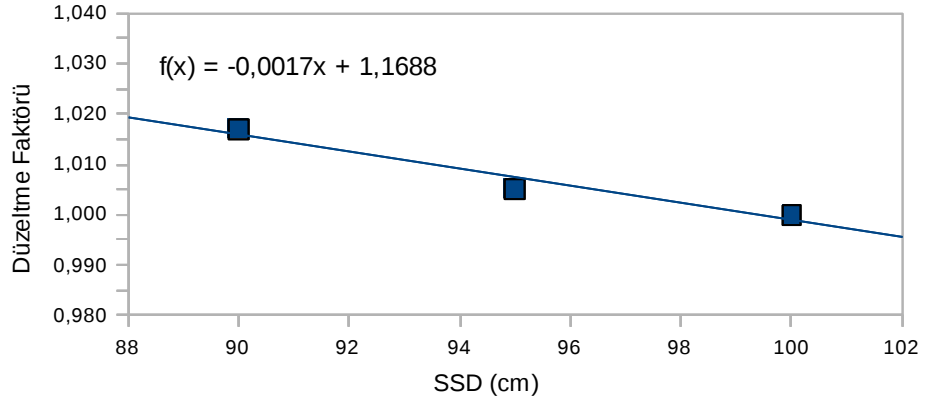
Farklı diyot tiplerinin lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV foton ışını ile yarattığı pertürbasyon değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir:

	EDP 10-4349	EDP 10-4350	EDP 15-2369
Giriş	1,001	1,001	1,001
Çıkış	1,000	1,000	

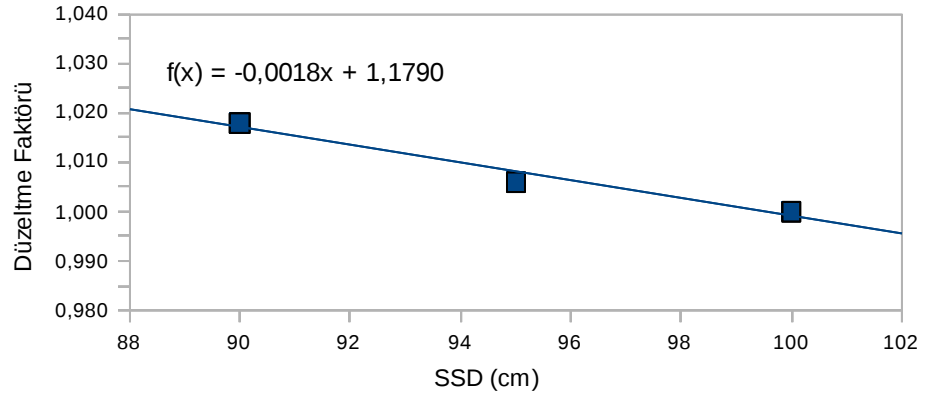
Tablo 4.1 Farklı diyot tiplerinin pertürbasyon değerleri

4.2. Klinik Parametrelere İlişkin Düzeltme Faktörlerinin Belirlenmesi

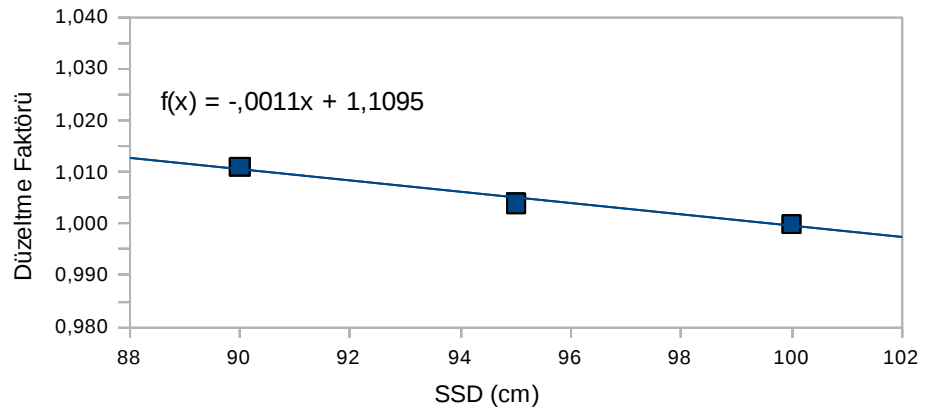
SSD'ye Bağımlılığın İncelenmesi: Lineer hızlandırıcıda alınan ölçümlere göre EDP 10-4349, EDP 10-4350 ve EDP 15-2369 diyotları için elde edilen SSD bağımlılık sonuçları Grafik 4.1 ile Grafik 4.5 arasındaki grafiklerde verilmiştir:



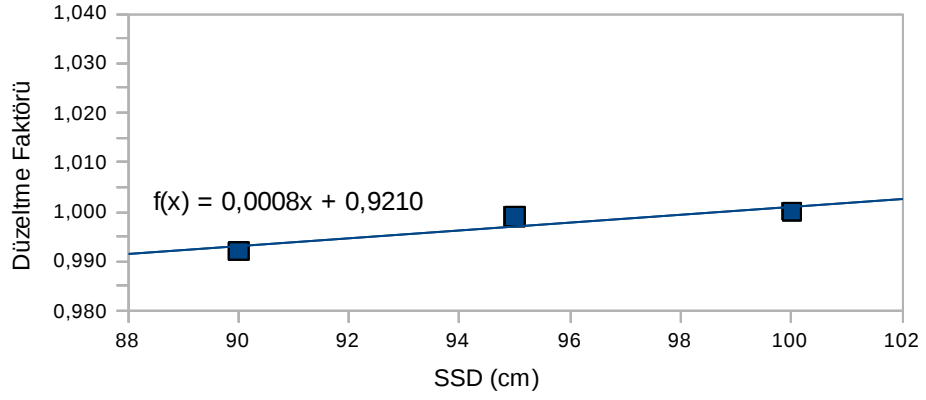
Grafik 4.1 EDP 10-4349 diyotu giriş dozu SSD bağımlılık sonuçları



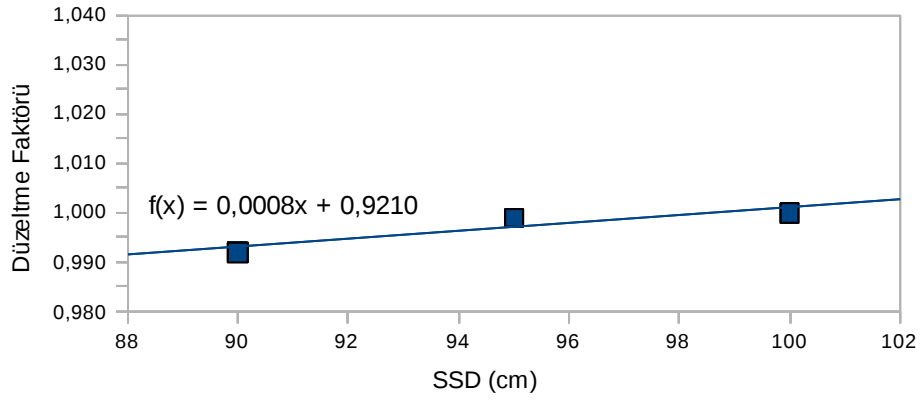
Grafik 4.2 EDP 10-4350 diyet giriş dozu SSD bağımlılık sonuçları



Grafik 4.3 EDP 15-2369 diyet giriş dozu SSD bağımlılık sonuçları



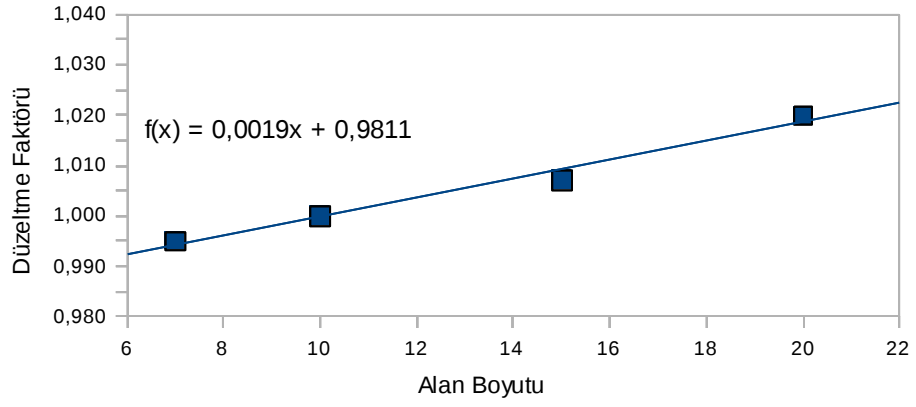
Grafik 4.4 EDP 10-4349 diyotu çıkış dozu SSD bağımlılık sonuçları



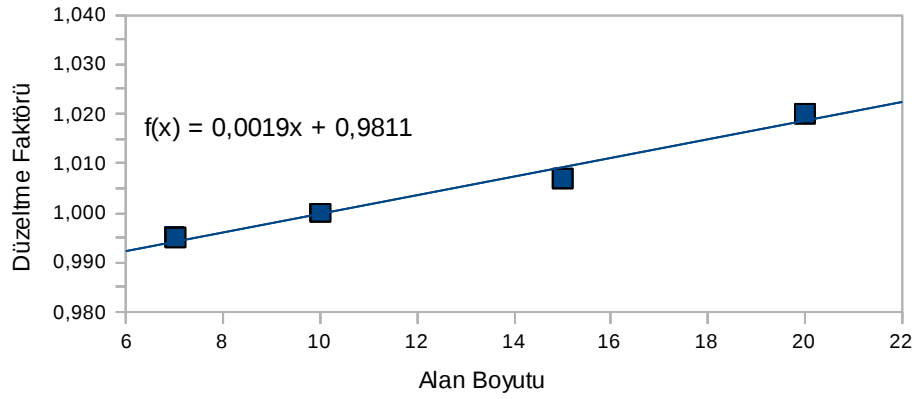
Grafik 4.5 EDP 10-4350 diyotu çıkış dozu SSD bağımlılık sonuçları

Alan Boyutu Bağımlılığının İncelenmesi: Lineer hızlandırıcıda alınan ölçümlere göre EDP 10-4349, EDP 10-4350 ve EDP 15-2369 diyotları için elde

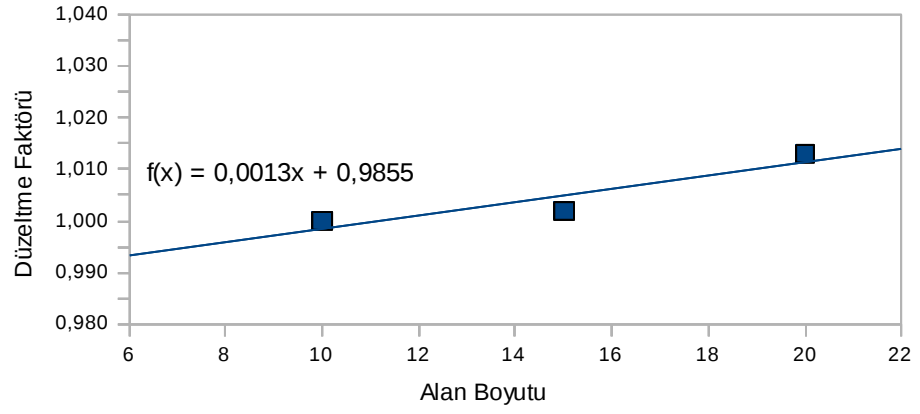
edilen alan bağımlılık sonuçları Grafik 4.6 ile Grafik 4.10 arasındaki grafiklerde verilmiştir:



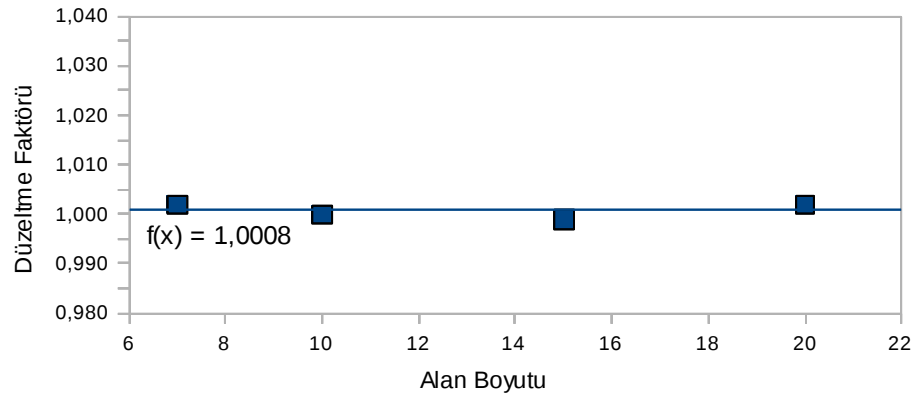
Grafik 4.6 EDP 10-4349 diyotu giriş dozu alan bağımlılık sonuçları



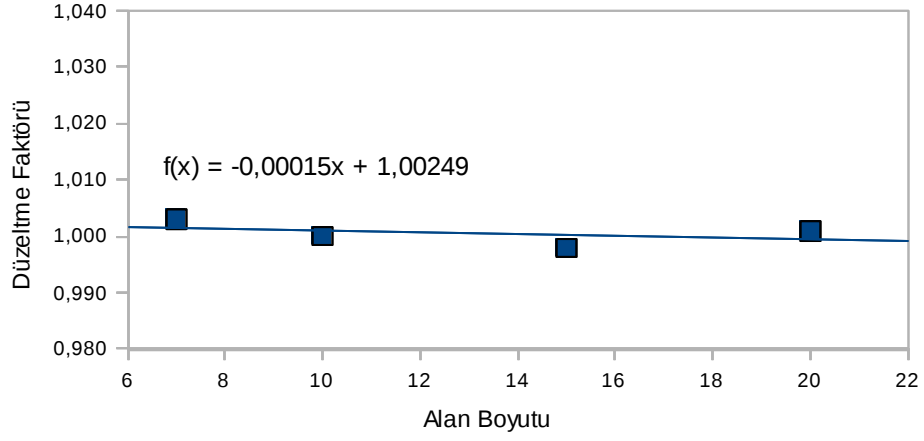
Grafik 4.7 EDP 10-4350 diyotu giriş dozu alan bağımlılık sonuçları



Grafik 4.8 EDP 15-2369 diyotu giriş dozu alan bağımlılık sonuçları

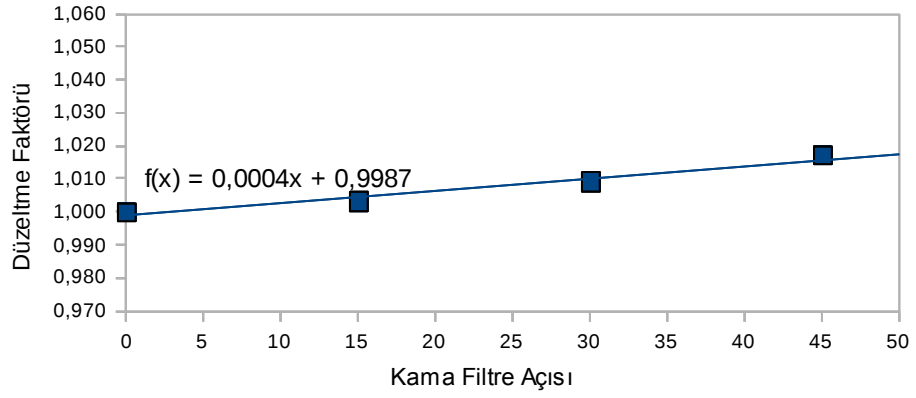


Grafik 4.9 EDP 10-4349 diyotu çıkış dozu alan bağımlılık sonuçları

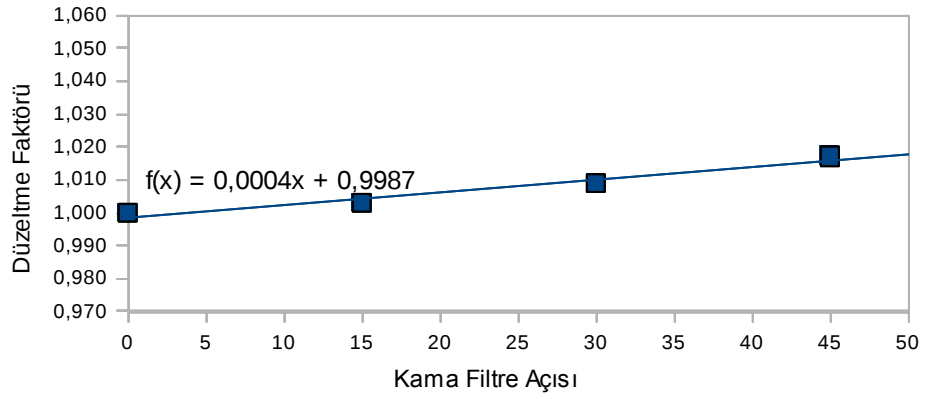


Grafik 4.10 EDP 10-4350 diyotu çıkış dozu alan bağımlılık sonuçları

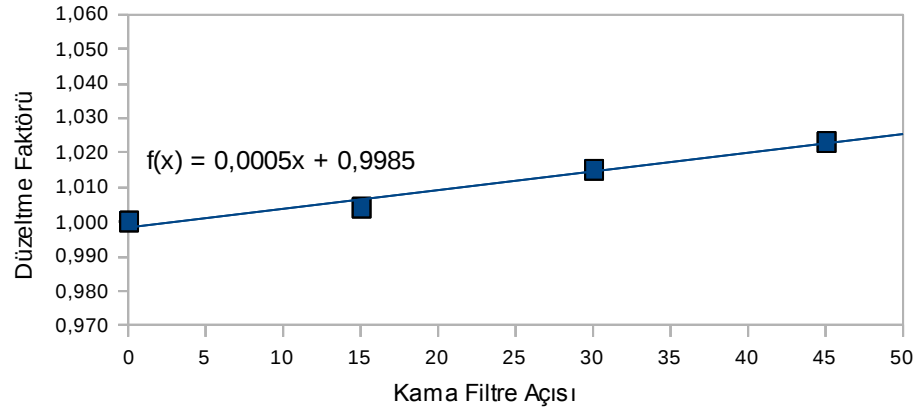
Kama Filtre Açısı Bağımlılığının İncelenmesi: Lineer hızlandırıcıda alınan ölçümlere göre EDP 10-4349, EDP 10-4350 ve EDP 15-2369 diyotları için elde edilen kama filtre bağımlılık sonuçları Grafik 4.11 ile Grafik 4.15 arasındaki grafiklerde verilmiştir:



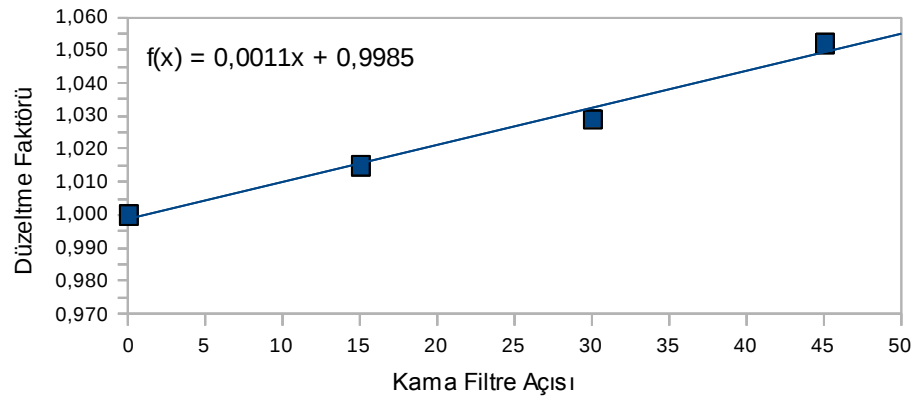
Grafik 4.11 EDP 10-4349 diyotu giriş dozu kama filtre bağımlılık sonuçları



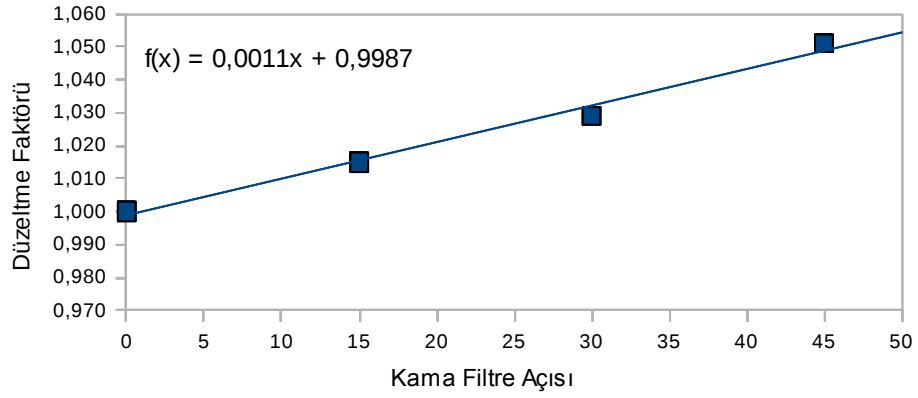
Grafik 4.12 EDP 10-4350 diyotu giriş dozu kama filtre bağımlılık sonuçları



Grafik 4.13 EDP 15-2369 diyetu giriş dozu kama filtre bağımlılık sonuçları



Grafik 4.14 EDP 10-4349 diyetu çıkış dozu kama filtre bağımlılık sonuçları



Grafik 4.15 EDP 10-4350 diyetu çıkış dozu kama filtre bağımlılık sonuçları

4.3. Hasta Planlama Değerleri

Hasta planlamaları iki yan bir supra şeklinde yapılmıştır. Alanlar asimetrik olarak açılmış ve tedavi dozları PrecisePLAN planlama sistemi ile hesaplanmıştır. Her hasta için planlama değerleri aşağıda verilen tablolardaki gibidir:

	Kare eş Değeri (cm²)	SSD (cm)	Kama Filtre Açısı	MU
Sağ yan alan	11,19	95	20°	177,6
Sol yan alan	11,19	94,9	20°	184
Supra alanı	11,45	93,6	0°	234,8

Tablo 4.2 1 no'lu hastanın planlama değerleri

	Kare eş Değeri (cm²)	SSD (cm)	Kama Filtre Açısı	MU
Sağ yan alan	9,6	93,7	25°	217,1
Sol yan alan	9,54	92,8	30°	216,3
Supra alanı	10,91	92	0°	219,1

Tablo 4.3 2 no'lu hastanın planlama değerleri

	Kare eş Değeri (cm²)	SSD (cm)	Kama Filtre Açısı	MU
Sağ yan alan	9,94	96,3	0°	122,7
Sol yan alan	9,96	96,2	0°	120,5
Supra alanı	9,2	96,7	0°	233,3

Tablo 4.4 3 no'lu hastanın planlama değerleri

4.4. Giriş-Çıkış Dozu Ölçümleri İle Tedavi Dozunun Bulunması

Bu bölümde her hasta için tedavi sırasında diyotlarla okunan giriş-çıkış dozları ölçülmüş, günlük kalibrasyon değerleri ve düzeltme faktörleri sonuçlarına göre hastaların tedavi dozları hesaplanmıştır. Düzeltme faktörü;

$$F_{kal} = F_{SSD} \times F_{Alan\ Boyutu} \times F_{Kama\ filtre}$$

şeklinde, giriş-çıkış dozları;

$$((\text{Beklenen Doz Değeri} \times 100) / \text{Kalibrasyon değeri}) \times \text{Düzeltme Faktörü}$$

şeklinde hesaplanmıştır. Buna göre her hasta için ölçülen ve beklenen dozlar aşağıdaki tablolardaki gibidir:

1 No'lu Hasta	Supra Ortalama Giriş Dozu (cGy)	Sağ yan Ortalama Giriş Dozu (cGy)	Sol yan Ortalama Çıkış Dozu (cGy)	Sağ yan Ortalama Çıkış Dozu (cGy)	Sol yan Ortalama Giriş Dozu (cGy)
Ham Tedavi Ölçüm Değeri	208,1	129,7	79,1	73,1	115,1
Günlük Kalibrasyon Değeri	95,6	96,3	96,1	96,5	96,7
Düzeltilme Faktörü	1,0054	1,0161	1,0186	1,0181	1,0169
Ölçülen Doz	218,85	136,89	83,85	77,15	120,98
Planlama Sistemi Dozu	216,7	131,79	81,96	76,33	119,08

Tablo 4.5 1 no'lu hasta için ölçülen ve beklenen değerler tablosu

2 No'lu Hasta	Supra Ortalama Giriş Dozu (cGy)	Sağ yan Ortalama Giriş Dozu (cGy)	Sol yan Ortalama Çıkış Dozu (cGy)	Sağ yan Ortalama Çıkış Dozu (cGy)	Sol yan Ortalama Giriş Dozu (cGy)
Ham Tedavi Ölçüm Değeri	207,8	131,3	65,3	73,2	137,5
Günlük Kalibrasyon Değeri	95,5	96,2	95,8	96,3	96,6
Düzeltilme Faktörü	1,0065	1,0171	1,0282	1,0227	1,0214
Ölçülen Doz	218,93	138,79	70,01	77,61	145,42
Planlama Sistemi Dozu	213,8	134,07	68,03	76,08	142,67

Tablo 4.6 2 no'lu hasta için ölçülen ve beklenen değerler tablosu

3 No'lu Hasta	Supra Ortalama Giriş Dozu (cGy)	Sağ yan Ortalama Giriş Dozu (cGy)	Sol yan Ortalama Çıkış Dozu (cGy)	Sağ yan Ortalama Çıkış Dozu (cGy)	Sol yan Ortalama Giriş Dozu (cGy)
Ham Tedavi Ölçüm Değeri	200,3	125,8	71,2	71,6	121,8
Günlük Kalibrasyon Değeri	95,5	96,2	95,8	96,3	96,6
Düzeltilme Faktörü	0,9991	1,0038	0,9976	0,9965	1,0045
Ölçülen Doz	209,69	131,25	74,16	74,12	126,65
Planlama Sistemi Dozu	204,62	129,38	73,42	72,30	122,89

Tablo 4.7 3 no'lu hasta için ölçülen ve beklenen değerler tablosu

4.5. Verilerin Analizi

Her hasta için planlama giriş-çıkış dozları ve tedavi sırasında diyotlarla alınan giriş-çıkış dozları ölçülmüş ve günlük kalibrasyon değerlerine göre normalize edilip çeşitli parametrelere göre faktörlerle çarpılarak hesaplanmıştır. Bu dozlar arasındaki farklar ve standart sapmalar hesaplanmıştır.

Sonuçlar her hasta için Tablo 4.8, 4.9 ve 4.10'da gösterilmiştir. Giriş dozlarında beklenen ve ölçülen dozlar için %0,7 standart sapma (SD) ile %2.3 fark, çıkış dozlarında ise %1.4 SD ile %1.9 fark bulunmuştur. Bu sonuçlar doğrultusunda

beklenen ve ölçülen giriş-çıkış dozları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark saptanmamıştır.

	Planlama Dozları (cGy)	Ölçülen Dozlar (cGy)	Fark (%)	Standart Sapma (%)
Supra (Giriş) (cGy)	216,7	218,85	1	0,9
Sağ yan (Giriş) (cGy)	131,79	136,89	3,7	1,1
Sol yan (Çıkış) (cGy)	81,96	83,85	2,3	1
Sağ yan (Çıkış) (cGy)	76,33	77,15	1	1,5
Sol yan (Giriş) (cGy)	119,08	120,98	1,6	0,9

Tablo 4.8 1 no'lu hasta için hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki farklar ve standart sapmalar

	Planlama Dozları (cGy)	Ölçülen Dozlar (cGy)	Fark (%)	Standart Sapma (%)
Supra (Giriş) (cGy)	213,8	218,93	2,3	0,9
Sağ yan (Giriş) (cGy)	134,07	138,79	3,4	0,4
Sol yan (Çıkış) (cGy)	68,03	70,01	2,8	1,6
Sağ yan (Çıkış) (cGy)	76,08	77,61	2	1,3
Sol yan (Giriş) (cGy)	142,67	145,42	1,9	0,8

Tablo 4.9 2 no'lu hasta için hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki farklar ve standart sapmalar

	Planlama Dozları (cGy)	Ölçülen Dozlar (cGy)	Fark (%)	Standart Sapma (%)
Supra (Giriş) (cGy)	204,62	209,69	2,4	0,6
Sağ yan (Giriş) (cGy)	129,38	131,25	1,4	0,7
Sol yan (Çıkış) (cGy)	73,42	74,16	1	1,4
Sağ yan (Çıkış) (cGy)	72,30	74,12	2,4	1,4
Sol yan (Giriş) (cGy)	122,89	126,65	3	0,4

Tablo 4.10 3 no'lu hasta için hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki farklar ve standart sapmalar

5. TARTIŞMA

Radyoterapinin amacı; tanımlanmış bir tümör kitlesine, çevredeki sağlıklı dokulara olabildiğince az zarar vererek belirlenen ideal dozu vermek, kür şansını arttırırken iyi bir yaşam kalitesi sağlamaktır (7). Radyasyon tedavisinin başarısı veya başarısızlığında tümöre verilen dozun doğruluğu çok önemlidir. Belirlenmiş noktaya verilen doz, tanımlanan dozun $\pm\%5$ içinde olmalıdır (10).

Baş-boyun tümörleri tedavisinde radyoterapi, gerek primer lokal tedavi şekli gerekse cerrahiye adjuvan tedavi olarak önemli bir yer tutmaktadır. Genel olarak baş-boyun tümörlerinin radyoterapisinde kullanılan sahalar, sağ-sol iki yan ve ön supraklavikular fossa alanlarından oluşmaktadır. Baş-boyun kanserlerinin radyoterapisinde bölgesel kontrolü arttırmak ve komplikasyonları azaltmak için belirlenen dozun doğrulukla uygulanması çok önemlidir. Tedavilerin doğruluğu için doz hesabında kullanılan parametrelerin düzgün bir şekilde ölçülmesi dışında ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli yöntemlerle kalite kontrolün yapılması gerekmektedir. Yapılan çalışmada, hasta tedavisi sırasında doz doğruluğunun kontrol edilebilmesine olanak sağlayan in vivo diyot dozimetri sistemi kullanılmış ve ölçülen dozlarla hesaplanan dozlar karşılaştırılmıştır.

Blyth ve arkadaşları; baş-boyun bölgesi ve beyin tümörlü 273 hasta set-up'ı üzerinde çalışmışlar, 6 MV x-ışını ile izosentrik olarak tedavi ettikleri hastalarda 170 giriş dozu ve 103 çıkış dozu ölçümü yapmışlardır. P-tipi diyotlar kullanarak ölçülen

ve beklenen dozları karşılaştırmışlardır. Diyot kalibrasyonu katı fantomla 1.5 cm d_{max} 'a yerleştirilen iyon odasıyla yapıldıktan sonra SSD, alan boyutu, kama filtre açısı, blok tepsisi, aç ve sıcaklık için düzeltme faktörleri belirlemişlerdir. Alınan ölçümler beklenen dozlarla karşılaştırıldığında giriş dozları için %2,97 standart sapma ile %-1,29 değerinde bir farklılık bulmuşlardır. Çıkış dozları ölçümleri sonucunda ise ortalama ölçülen çıkış dozları %3,54 standart sapma ile beklenenden % 2,84 daha düşük bulunmuştur (14). Garbe ve arkadaşları da benzer çalışmalarında 15 hasta üzerinde diyotlarla giriş-çıkış dozu ölçümleri yapmış ve okudukları dozları planlama sistemi ile karşılaştırmışlardır. Toraks, prostat, abdomen ve baş-boyun hastaları ile yaptıkları çalışmada 6 MV ve 23 MV foton enerjileri, 6, 9, 12, 15, 18 MeV elektron enerjilerini kullanmışlardır. Giriş-çıkış ve hedef dozu sonuçları arasındaki farklar, ICRU tarafından önerilen %5'lik güvenlik sınırları içinde bulunmuştur. %5'den büyük çıkan hatalar ise bir abdomen hastasında hastanın yatış pozisyonundan, bir toraks hastasında yanlış bitişik alan kombinasyonundan ve bir prostat hastasında da diyotların yanlış pozisyonlandırılmasından kaynaklanmıştır (18).

Alshaikh ve arkadaşları p-tipi diyotlarla hasta giriş-çıkış dozlarını ölçtükleri çalışmalarında, diyotlarla aldıkları ölçüm sonuçları ile tedavi planlama dozlarını karşılaştırmışlardır. Diyotları, doku eşdeğeri katı fantom üzerine ve iyon odasını da d_{max} 'a yerleştirerek 6 MV x-ışını için kalibrasyon yapmışlardır. Referans durumunda 100 cGy için diyot ve iyon odası okuma sonuçları çok yakın bulunmuştur. Diyot kalibrasyonundan sonra doz verifikasyonu için diyotlar oldukça doğru doz okumaları

sağlamışlardır. Toplam olarak verilen 1800 cGy doz için diyot okumalarında maksimum sapma %0,1 olarak bulunmuştur (12).

Lanson ve arkadaşları kliniklerinde in vivo dozimetriyi kalite kontrolün rutin bir parçası olarak kullanmışlardır. Dört yıllık bir periyotta 378 (prostat, mesane ve tükürük bezi) hasta üzerinde, her hafta iki fraksiyonda p-tipi diyotlar kullanarak giriş-çıkış dozlarını ölçmüşlerdir. Gerekli kalibrasyon yapıldıktan ve düzeltme faktörleri bulunduğundan sonra diyotlarla alınan ölçüm sonuçlarını planlama sistemi dozlarıyla karşılaştırmışlardır. Kalite kontrol protokolü olarak prostat ve mesane hastaları için %2,5, tükürük bezi hastaları için %4'lük bir değer belirlemişler ve bu değerleri aşan sapmalar için çeşitli düzeltmeler yapmışlardır. Yapılan karşılaştırmalar sonucunda 275 prostat hastasından 31'i için ölçülen ve hesaplanan dozlar arasındaki fark %2,5'den daha yüksek bulunmuştur. 43 mesane hastası için de aynı sonuçlar bulunmuştur. 60 tükürük bezi hastasından iki hasta dışında diğer hastalar için ölçüm sonuçları %4'ün içinde bulunmuştur. Belirlenen değerleri aşan hastalar için planlama dozları, set-up'lar ve diyot pozisyonları kontrol edilmiştir. Yapılan düzeltmelerden önce prostat hastaları için ölçülen ve hesaplanan doz oranları $1,012 \pm 0,015$ (SD=1), düzeltmelerden sonra $1,004 \pm 0,013$ (SD=1), mesane hastaları için düzeltmelerden önce $1,006 \pm 0,013$ (SD=1), düzeltmelerden sonra $1,006 \pm 0,012$ (SD=1), tükürük bezi hastaları için düzeltmelerden önce $1,003 \pm 0,020$ (SD=1), düzeltmelerden sonra $1,001 \pm 0,020$ değerleri bulunmuştur (21). Millwater ve arkadaşlarının da yaptığı benzer çalışmada 50 baş-boyun hastası üzerinde giriş-çıkış dozu ölçümleri yapılmıştır. 300 tedavi ölçümünde 284 giriş dozu, 207 çıkış dozu ölçümü yapılmıştır. Ölçüm sonuçlarını ICRU'nun önerdiği %5 değerine göre değerlendirmişlerdir. Ölçülen ve hesaplanan giriş dozları arasında önemli bir fark bulunmamıştır (% +0,4,

(SD=2,7). Ölçülen ve beklenen giriş dozları arasındaki fark, 284 ölçümün 16'sında %5'den büyük (%6) bulunmuştur. Ölçülen çıkış dozları ise beklenenden %2,4 (SD=%4,8) daha düşük bulunmuştur. Ölçülen ve beklenen çıkış dozları arasındaki fark 207 ölçümün 67'sinde %5'den büyük olarak %32 bulunmuştur (26).

Strojnیک yaptığı çalışmada 2006-2007 yılları arasında 302 rektum ve prostat hastasında dört alanlı box tekniğı ile tedavi ettikleri hastalarda toplam 1243 ölçüm alınmıştır. EDP-20 Wellhofer Scanditronix p-tipi iki diyotla 15 MV foton enerjileri için $G=0$, 10×10 cm² alanda, SSD=100 cm'de kalibrasyon yapıldıktan sonra farklı SSD'ler, alan boyutları ve gantry açıları için düzeltme faktörleri belirlenmiştir. Gantry açısı bağımlılığı %1'in içinde bulunduğu için ve farklı sıcaklıklar için bağımlılık incelemek oldukça zor olduğundan bu parametrelerin düzeltme faktörleri ihmal edilmiştir. Giriş dozları için ICRU'nun tavsiye ettiği %5, çıkış dozları için de %8 tolerans değerlerine göre değerlendirme yapmışlardır. 302 hastanın (%9) 27'sinde in vivo doz ölçümleri sonuçları belirlenen tolerans değerini aşmıştır. 27 hastanın (%22) 6'sında ölçümler tekrarlanmış ve kabul edilebilir değerlerin üzerinde sonuçlar bulunmuştur. Bu 6 hastanın birinde yanlış BT imaj görüntüsü olduğu saptanmış ve BT çekimi tekrarlandıktan sonra yeni bir tedavi planı yapılmıştır. Diğer beş hastanın da BT görüntüleri, SSD ve MU'leri ve hasta üzerindeki izomerkez işaretleri kontrol edilmiştir. Gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra bu hastalar için tekrarlanan in vivo ölçüm sonuçları tolerans değerleri içinde bulunmuştur. Hasta ölçüm sonuçları aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (30):

	Diyot 1	Diyot 2
Giriş dozu ölçümleri sayısı	317	326
İlk ölçümde toleransı aşan değer	17 (%5)	27 (%8)
Tekrarlanan ölçümde toleransı aşan değer	3 (%1)	5 (%2)
Ölçülen ve beklenen giriş dozu arasındaki ortalama fark	%0,0	%1,0
Giriş dozu farklılıklarının standar sapması	%3,0	%2,7
Çıkış dozu ölçümleri sayısı	295	305
İlk ölçümde toleransı aşan değer	24 (%8)	19 (%6)
Tekrarlanan ölçümde toleransı aşan değer	6 (%2)	6 (%2)
Ölçülen ve beklenen çıkış dozu arasındaki ortalama fark	% -0,2	% -0,6
Çıkış dozu farklılıklarının standart sapması	%6,7	%4,6

Tablo 5.1 Strojnik'in yaptığı çalışmada belirlenen ölçüm sonuçları

Appleyard ve arkadaşları 17 haftalık bir periyotta 661 tedavi fraksiyonu boyunca 2254 ölçüm yapmışlar ve bu ölçümler boyunca p-tipi diyetler kullanarak yalnızca giriş dozu sonuçlarını değerlendirmişlerdir. 2254 ölçümden 2230'unu değerlendirmişlerdir çünkü geriye kalan 24 ölçümde diyet dedektörler alan dışında kalmıştır. Ölçüm sonuçlarına %4'lük tolerans değeri uygulamışlardır. Bütün ölçüm sonuçları beklenen dozdan küçük bir ortalama sapma (%0,77, SD=2,85) göstermiştir. 2230 ölçümden 281'i tekrarlanmış, %4 tolerans değerinin içinde kalan tedaviler kabul edilmiş, dışında kalan tedaviler için ise MU hesapları, diyet pozisyonları ve bağlantıları kontrol edilip ölçümler tekrarlanmıştır (13). Fiorino ve arkadaşları da

yaptıkları benzer çalışmada in vivo dozimetre ile giriş dozu ölçümleri almış ve planlama sistemi dozları ile karşılaştırmışlardır. Beş yıllık bir periyotta 1433 hasta üzerinde yapılan çalışmada 6 MV x-ışını kullanmışlardır. İn vivo dozimetri sisteminde p-tipi diyotlarla aldıkları giriş dozu ölçüm sonuçlarını planlama sistemi dozlarıyla karşılaştırmış ve %5 tolerans değerini aşan bulgularda tüm tedavi parametrelerini kontrol edip ölçümleri tekrarlamışlardır. Ölçüm sonuçları aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (17):

	İn vivo dozimetri
Kontrol sayısı	2706
Hasta sayısı	1433
%5'den büyük hatalar	9
%5'den büyük hatalar için % oranı	0,63
%10'dan büyük hatalar	4
%10'dan büyük hatalar için % oranı	0,28

Tablo 5.2 Fiorino'nun yaptığı çalışmada belirlenen ölçüm sonuçları

Voordeckers ve arkadaşları, in vivo dozimetri sisteminin tedavi doğruluğunu kontrol etmek için güvenilir bir yöntem olup olmadığını, giriş dozlarını beklenen dozlar ile karşılaştırarak araştırmışlardır. Yaptıkları çalışmada Co-60 cihazıyla tedavi ettikleri hastalarda 650 giriş dozu ölçümü yapmışlar ve %5'lik bir tolerans değeri

kullanmışlardır. Analiz sonuçlarında % -1,3'lük bir ortalama sapma görülmüştür. Bu negatif sapmanın baş-boyun (% -1,6) veya meme (% -2,5) hastalarından elde edilen ortalama sapmadan kaynaklandığı sonucuna varmışlardır. Pelvik saha ve akciğer ışınlamaları sonuçlarında neredeyse sapma görülmemiştir (% -0,8 - %0,43). İleri zamanlarda yapılan araştırmalarda baş-boyun ve meme ışınlamalarında görülen negatif değerin ışınlama tekniğinden kaynaklandığını saptamışlardır. (Tedavi planlama sistemi tarafından saptanamayan, referans noktasında doz düşüşüne neden olan saçıcı materyal varlığı) 650 ölçümün %15'inde %5'den büyük sapma görülmüş ve bunların %2'sinde ölçülen ve beklenen değerler arasındaki fark %10'dan büyük olarak saptanmıştır. Bu hataların; hasta hareketi, öksürmesi, diyotun yanlış yerleştirilmesinden kaynaklandığı belirlenmiştir (32).

Radyasyon hüzmesi hastaya girdiği zaman absorbe doz değişmektedir. Bu değişimin enerji, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan uzaklık (SSD), kama filtre açısı, blok tepsisi kullanımı gibi birçok nedeni vardır. Bu durumda hasta içerisindeki dozu hesaplamak için derin doz parametrelerini etkileyebilecek yukarıda bahsedilen faktörlerin iyi bilinmesi gerekmektedir.

Bu çalışmada sözü edilen durumlar göz önünde bulundurularak her hasta için ardarda alınan on fraksiyon boyunca hasta giriş-çıkış dozları diyot dedektörlerle ölçülmüş ve elde edilen bulgular tedavi planlama sistemi dozlarıyla karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda 6 MV ile diyotların kalibrasyonu yapılmış ve daha sonra klinikte tedavi süresi hesabını, dolayısıyla verilen dozu etkileyen parametreler olan SSD, alan boyutu ve kama filtre açısı bağımlılıklarına bakılmıştır. Düzeltme faktörleri; EDP 10-4349 diyotu için SSD bağımlılığında en fazla 1.017, EDP 10-4350 diyotu için 1.018,

EDP 15-2369 diyotu için 1.011, alan boyutu bağımlılığında EDP 10-4349 diyotu için en fazla 1.020, EDP 10-4350 diyotu için 1.020, EDP 15-2369 diyotu için 1.013, kama filtre açısı bağımlılığında EDP 10-4349 diyotu için en fazla 1.052, EDP 10-4350 diyotu için 1.051, EDP 15-2369 diyotu için 1.023 bulunmuştur. Her parametre için tekrarlanan ölçümler sonucu grafikler çizilmiş ve hasta tedavisinde kullanılan bu parametreler için grafiklerden okumalar yapılmıştır.

6 MV ile tedavi edilen üç baş-boyun hastası için tedavileri sırasında ardarda 10 gün boyunca alınan diyot okumaları düzeltme faktörleri ile çarpılmış ve planlama sistemi dozları ile karşılaştırılmıştır. Birinci hasta için supra alanında giriş dozunda beklenen ve ölçülen doz farkı %0.9 SD ile %1.0, ikinci hasta için %0.9 SD ile %2.3, üçüncü hasta için %0.6 SD ile %2.4 olarak bulunmuştur.

Birinci hasta için sağ yan giriş dozunda beklenen ve ölçülen doz farkı %1.1 SD ile %3.7, sol yan giriş dozunda ise %0.9 SD ile %1.6; ikinci hasta için sağ yan giriş dozunda %0.4 SD ile %3.4, sol yan giriş dozunda ise %0.8 SD ile %1.9; üçüncü hasta için sağ yan giriş dozunda %0.7 SD ile %1.4, sol yan giriş dozunda ise %0.4 SD ile %0.3 bulunmuştur. Çıkış dozlarında beklenen ve ölçülen doz farkı birinci hasta için sağ yanda %1.5 SD ile %1.0, sol yanda %1.0 SD ile %2.3; ikinci hasta için sağ yanda %1.3 SD ile %2.0, sol yanda %1.6 SD ile %2.8; üçüncü hasta için sağ yanda %1.4 SD ile %2.4, sol yanda ise %1.4 SD ile %1.0 bulunmuştur.

Bu sonuçlar doğrultusunda giriş dozlarında beklenen ve ölçülen dozlar için %0,7 SD ile %2.3 fark, çıkış dozlarında ise %1.4 SD ile %1.9 fark bulunmuştur. İstatistiksel değerlendirmelere göre bu farklar anlamlı bulunmamıştır.

Diyotların birçok merkezde kullanımında genel olarak %5-%8 arasında değişen müdahale seviyeleri uygulanmaktadır. Buna göre bu değerler içerisinde yer alan

bütün sonuçlar için hasta tedavisi doğru kabul edilmekte, bu değerler dışında bulunan sonuçlar için tedaviyle ilgili bütün veriler, hasta set-up'ı ve diyot pozisyonları kontrol edilip tekrar ölçüm alınmaktadır. Yaptığımız çalışma sonuçlarını %5-%8 tolerans değerleri içinde değerlendirdiğimizde hasta tedavilerinin doğru olduğu sonucuna varılmıştır.

6. SONUÇLAR

Radyoterapi tedavisinin doğru bir şekilde yapılabilmesi için tümörün istenilen dozu alması çok önemlidir. Radyasyonun hasta içindeki doz dağılımını belirlemedeki işlemler zincirinde birçok adım mevcuttur ve bu adımların her biri küçük ancak önemli olabilecek belirsizliklere yol açabilir. Belirsizlikler ve bunların kontrolü oldukça önemlidir. İn vivo dozimetri kullanarak belli hasta grupları veya beklenmeyen tedavi koşulları için asıl tedavinin son kontrolleri yapılabilir. İn vivo doz ölçümleri; giriş-çıkış doz ölçümleri ile orta hat dozunun hesaplanmasına olanak sağlamaktadır.

Giriş dozu ölçümleri; hasta planlama sistemi doz kontrolünün yanında hasta set-up'ının doğruluğu, tedavi cihazının verimi ve performansını da kontrol etmeye imkan tanır. Çıkış dozu ölçümleri, bunlara ek olarak ayrıca doz hesaplama algoritmasını kontrol etmeye ve doz hesaplama prosedüründe hasta vücudunun şekil, boyut ve yoğunluk varyasyonu etkisini belirlemeye olanak sağlar.

Kliniğimizde tek eşmerkezli olarak sağ-sol iki yan ve supraklaviküler alanlardan 6 MV ile tedavi ettiğimiz baş-boyun hastalarında diyotlarla tedavi sırasında aldığımız ölçüm sonuçları, beklenen dozlarla karşılaştırılmış ve hasta tedavilerinin doğru olduğu görülmüştür. Elde edilen sonuçlar literatürdeki benzer çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur.

**BAŞ-BOYUN KANSERLERİNDE GİRİŞ VE ÇIKIŞ DOZLARININ İN VİVO
DOZİMETRİ KULLANILARAK ÖLÇÜLMESİ VE TEDAVİ PLANLAMA
DOZLARIYLA KARŞILAŞTIRILMASI**

Burçin PAİDAR

Yüksek Lisans Tezi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

DANIŞMAN: Prof. Dr. Mustafa ESASSOLAK

Nisan 2010, 72 sayfa

İn vivo diyot dozimetrisi hasta tedavisi sırasında doz doğruluğunun kontrol edilmesine olanak sağlamaktadır. Diyotlar; anında okuma, yüksek hassasiyet, sağlamlık ve hava basıncı bağımsızlığı gibi avantajlar sağlamaktadır. Bu çalışmanın amacı, baş-boyun kanseri hastalarının giriş-çıkış dozlarını in vivo diyot dozimetrisi ile ölçerek tedavi planlama sistemi dozlarıyla karşılaştırmak ve böylece tedavi doğruluğunu kontrol etmektir.

Diyotlar kalibre edilmeden önce lineer hızlandırıcının kalibrasyonu yapılmış ve tolerans limitleri içinde çalışması sağlanmıştır. Daha sonra üç adet diyot, su eşdeğeri fantom ile giriş-çıkış dozları için kalibre edilmiştir. Diyotlar için uygun düzeltme faktörleri belirlenmiş (alan boyutu, kaynak cilt mesafesi (SSD), kama filtre) ve in vivo diyot okumalarına tek tek uygulanmıştır. Doz ölçümleri, lineer hızlandırıcıda 6 MV X-ışını ile izosentrik, asimetrik iki yan ve supraklaviküler alanlarla tedavi edilen üç baş-boyun kanseri hastasında 30 set-up'ta alınmıştır. Ölçülen dozlar ICRU'nun tavsiye ettiği şekilde beklenen dozlarla karşılaştırılmıştır.

Bütün ölçüm sonuçları beklenen dozlardan kabul edilebilir düzeyde küçük sapmalar göstermiştir. Giriş dozları için ortalama sapma %2.3, standart sapma %0.72, çıkış dozları için ortalama sapma %1.9, standart sapma %1.4 olarak bulunmuştur. Doz dağılımındaki sapma ICRU'nun tavsiye ettiği %5'lik toleransın içinde olup tedavi dozlarının planlama sistemi dozlarıyla uyumlu olduğu belirlenmiştir. Baş-boyun kanseri hastalarının tedavilerinde ölçülen ve beklenen giriş-çıkış dozları için önemli sistematik bir farklılık olmadığı görülmüştür. Yarıiletken diyotlarla yapılan in vivo dozimetrisinin hasta doz kontrolü için güvenilir bir metod olduğu belirlenmiştir.

Anahtar sözcükler: Baş-boyun kanserleri, radyoterapi, in vivo diyot dozimetrisi.

e-mail: burcinpaidar@gmail.com

**THE MEASUREMENT OF ENTRANCE AND EXIT DOSES WITH IN VIVO
DOSIMETRY IN HEAD AND NECK CANCERS AND COMPARISON WITH
TREATMENT PLANNING DOSES**

Burçin PAİDAR

Master Thesis in Department of Radiation Oncology

Supervisor: Prof. Dr. Mustafa ESASSOLAK

April 2010, 72 Pages

In vivo diode dosimetry provides the check of accuracy of dose delivery during the patient treatment. Diodes offer the advantages of on-line readout, high sensitivity, robustness and air pressure independence. The purpose of this study is to measure entrance and exit doses for head and neck cancer patients and compare these doses with planning values, so enabling the check of treatment accuracy.

The linear accelerator had been calibrated and provided to work between tolerance limits, before calibration of diodes. After that, three diodes were calibrated with water equivalent fantoms for entrance and exit doses. Appropriate correction factors had been previously assessed for diodes (field size, source skin distance (SSD), wedge) and were individually applied to in vivo diode readings. Dose measurements were performed on 30 treatment setups for 3 head and neck cancer patients, where all the patients were treated isocentric, asymmetric left-right two lateral and supraclavicular fields on the 6 MV linear accelerator. Measured doses were compared with the expected ones using ICRU recommendations.

The results of all measurements indicated a small acceptable deviation from expected doses. It is found that the mean deviation for entrance doses was 2.3% with standard deviation of 0.7% and the mean deviation for exit doses was 1.9 % with standard deviation of 1.4%. The deviation in the delivered dose is well within the 5% ICRU recommendation and thus treatment doses with the planning system doses are determined to be in accordance. No significant systematic discrepancy has been shown between measured and expected entrance and exit doses for head and neck cancer treatments. It has been shown that in vivo dosimetry performed using semiconductor diodes is a reliable and high precision method for patient dose control.

Key words: Head and neck cancers, radiotherapy, in vivo diode dosimetry.

e-mail: burcinpaidar@gmail.com

YARARLANILAN KAYNAKLAR

Kitaplar

1. International Atomic Energy Agency (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students, Vienna; 89-91, 439-443.
2. Dr. Cem Uzal (1995). Kanserde Işınlama Teknikleri. 142-154.
3. Fletcher GH. (1980) A Textbook Of Radiotherapy, 3rd Edition Philadelphia, PA: Lea & Febinger
4. Handbook Of Radiotherapy Physics Theory And Practice (2007). (Eds:Mayles P, Nahum A, Rosenwald J.C) Taylor & Francis, 303-311.
5. Khan FM. (2003). The Physics Of Radiation Therapy, 3rd Edition (Eds: Pine J, Standen M, Kairis LR, Boyce T). Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia; 3-290.
6. Methods For In Vivo Dosimetry In External Radiotherapy, ESTRO Booklet 1, Van Dam J, Marinello G. (1994)
7. Perez CA, Brady LW. (1994). Principles And Practice Of Radiation Oncology 2.nd ed. Philadelphia: Lippincott Company. 595-606.
8. Practical Guidelines For The Implementation Of In Vivo Dosimetry With Diodes In External Radiotherapy Photon Beams (Entrance Dose), ESTRO Booklet 5, 2001.
9. Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları (2004). (Eds: Chao K.S.C, Perez C.A,Brady L.W.
10. Radyoterapi Cihazları Kalite Kontrol Kursu Kitapçığı. (2002). 55.

Makaleler

11. Adeyemi A, Lord J. (1997). An audit of radiotherapy patients doses measured with in vivo semiconductor detectors. *The British Journal of Radiology*. 70: 399-408.
12. Alshaikh S, Moftah B, Kinsara A.A, Eltaher Z, Naseem M. Calibration of semiconductor detector for in vivo dosimetry. *Med.Phy*.
13. Appleyard R, Ball K, Hughes F.E, Kilby W, Lassen S, Nicholls R, Rabett V, Sage J. (2003). Systematic in vivo dosimetry for quality assurance using diodes. Part 1: Experiences and results of the implementation of entrance dose measurements. *Jour. Of Rad.in Practice*. 3: 185-196.
14. Blyth C, McLeod A.S, Thwaites D.I. (1997). A pilot study of the use of in vivo diode dosimetry for quality assurance in radiotherapy. *Radiography*. 3: 131-142.
15. Edwards C.R, Mountford P.J. (2009). Chacteristic of in vivo radiotherapy dosimetry. *The British Journal of Radiology*. 82: 881-883.
16. Essers M, Minjheer B.J. (1999). İn vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*. 43: 245-259.
17. Fiorino C, Corletto D, Mangili P, Broggi S, Bonini A, Catteneo G.M, Parisi R, Rosso A, Signorotto P, Villa E, Calandrino R. (2000). Quality assurance by systematic in vivo dosimetry: results on a large cohort of patients. *Radiother. Oncol*.56: 85-95.
18. Garbe S, Karle H, Barwig P, Schüller H, Stolz A, Schild H.H. (2000). First results of a semiconductor based in vivo dosimetry system.
19. Georg D, Ost B.D, Hoornaert M.T, Pilette P, Dam J.V, Dycke M.V, Huyskens D. (1999). Build-up modification of commercial diodes for entrance dose measurements in 'higher energy' photon beams. *Radiother. Oncol*.51: 249-256.

20. Jackson S.M, Weir L.M, Hay J.H, Tsang V.H.Y, Durham J.S,(1997). A randomised trial of accelerated versus conventional radiotherapy in head and neck cancer. *Radiother. Oncol.* 43: 39-46.
21. Lanson J.H, Essers M, Meijer G.J, Minken A.W.H, Uiterwaal G.J, Minjheer B.J. (1999). In vivo dosimetry during conformal radiotherapy Requirements for and findings of a routine procedure. *Radiother. Oncol.* 52: 51-59.
22. Loncol Th, Greffe J.L, Vynckier S, Scalliet P. (1996). Entrance and exit dose measurements with semiconductors and thermoluminescent dosimeters: a comparison of methods and in vivo results. *Radiother. Oncol.* 41: 179-187.
23. Mahadevan A, Lee A, Holpka E, Sampson C, Liu X, An optimized multileaf feathering technique for matching single isocenter half beam 3 field head and neck radiation. S 499.
24. Meigooni A.S, Sowards K, Myron G. (2002). Evaluation of the veridose in vivo dosimetry system. *Med.Dosimetry.* 27: 29-36.
25. Meiler R.J, Podgorsak B. (1997). Chacterization of the responce of commercial diode detectors used for in vivo dosimetry. *Med.Dosimetry.* 22: 31-37.
26. Millwater C.J, Macleod A.S, Thwaites D.I. (1998). In vivo semiconductor dosimetry as part of routine quality assurance. *The British Journal of Radiology.* 71: 661-668.
27. Noel A, Aletti P, Bey P, Malissard L. (1995). Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry .(1995). *Radiother. Oncol.* 34: 144-151.

28. Roberge D, Gosselin M, Sultanem K, Corns R, Shenouda G. (2003). Safety of a simple asymmetric jaw technique in the treatment of head and neck cancer. *Radiother. Oncol.* 68: 149-152.
29. Rosenthal D.I, McDonough J, Kassaei A. (1998). The effect of independent collimator misalignment on the dosimetry of abutted half-beam blocked fields for the treatment of head and neck cancer. *Radiother. Oncol.* 49:273-278.
30. Strojnik A. (2007). In vivo dosimetry with diodes in radiotherapy patients treated with four field box technique. *Medicon.* 16: 891-894.
31. Tung C.J, Wang H.C, Lo S.H, Wu J.M, Wang C.J. (2004). In vivo dosimetry for external photon treatments of head and neck cancers by diodes and TLDs. *Radiation Protection Dosimetry.* 111: 45-50.
32. Voordeckers M, Goossens H, Rutten J, Bogaert W. (1998). The implementation of in vivo dosimetry in a small radiotherapy department. *Radiotherapy and Oncology.* 47: 45-48.
33. Yom S.S, Morrison W.H, Ang K.K, Rosenthal D.I, Perkins G.H, Wong P.F, Garden A.S. (2006). Two-field versus three-field irradiation technique in the postoperative treatment of head and neck cancer. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 66: 469-476.

EKLER

ÖZGEÇMİŞ

22 Eylül 1981’de Ankara’da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Sungurlu’da tamamladıktan sonra 2001 yılında Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünü kazandım. İlk yılı ingilizce hazırlık olmak üzere beş yıllık lisans eğitimiyle 2006 yılında mezun olup aynı yıl Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü’ne bağlı Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik programında yüksek lisans eğitimi almaya başladım ve halen devam etmekteyim.