

ARAŞTIRMALAR (Research Reports)

LARENKS HAVA BOŞLUĞUNUN Co-60 VE 6 MV FOTON IŞINLARI İÇİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Investigation of the Effect of Larynx Air Cavity on Co-60 and 6 MV Photon Beams

Demet BAYRAKTAR¹, Kadir YARAY², Okan ORHAN³, Ahmet ÇALIŞIR¹

Özet : Baş-boyun bölgesinde yer alan ve üst solunum yollarına yerleşen lezyonların radyoterapi tedavisinde, radyasyon ışınları genellikle lezyonun yüzeyine ulaşmadan önce bir hava boşluğundan geçer. Işınlamalarda hava boşluğunun varlığı, hava-tümör ara yüzeyinde elektronik denge kayıplarına bağlı olarak, bu bölgede doz düşüşlerine neden olur. Doz düşüşü etkisi hava boşluğunun geometrisine, hacmine ve ışınlanan alanın büyüklüğü ile kullanılan foton enerjisine bağlıdır. Bu çalışmada, Co-60 ve 6 MV foton enerjileri kullanılarak rando fantomda, klinik olarak anlamlı hava boşluğundaki doz sistematik bir şekilde incelenmiştir. Doku-hava ve hava-doku ara yüzeyinde boşluğun doz değerlerine etkisini görebilmek için iki farklı enerji değeri ve dozimetre sistemi ile aynı alan boyutlarında doz değerleri incelenmiştir. Katı su fantomu ve polysterin larenks fantomundan farklı olarak rando fantom kullanıldı. Fantomun larenks bölgesi, 6x6 cm² alan boyutunda bilateral, izosentik tedavi tekniği ile Co-60 ve 6MV foton enerjileriyle ışınıldı. Işınlama sonuçları, fantom içine yerleştirilen termoluminesans dozimetre ve gafkromik EBT2 film dozimetre ile değerlendirildi. Dozimetrik sistemlerden elde edilen % doz değerleri karşılaştırıldı. Çalışma sonucunda en büyük doz düşüşlerinin hava boşluğunun merkezinde olduğu ve hava-doku kesitinin ilerisinde build-up noktalarının meydana geldiği gözlemlendi. Bu doz düşüş ve artışlarının kabul sınırları içinde olduğu görülmüştür. Bu sebeple larenks radyoterapisi'nde tümör kontrolü için toplam doz ve fraksiyon şemasında herhangi bir değişime ihtiyaç olmadığı görülmüştür.

Anahtar kelimeler: Larenks, hava boşluğu, TLD, Gafkromik ilm, Rando fantom

¹ Bilim Uz.Erc.Ün.Sağlık Bil.Ens,Rady. Onk AD, Kayseri

² Öğr.Gör.Dr.Erc.Ün.Halil Bayraktar SHMYO, Kayseri

³ Yrd.Doç.Dr.Erc.Ün.Tıp Fak.Radyasyon Onk. AD, Kayseri

Geliş Tarihi : 29.11.2011 Kabul Tarihi : 29.03.2012

Summary: During the radiation therapy of head and neck tumors located in upper respiratory tract, radiation beams pass through air cavity before reaching the surface layers of the lesion. Presence of air cavity during irradiation causes underdoses depending on the geometry of air cavity, the size of the irradiated field and photon energy used for treatment.

In this study, the air cavity dose, which is of clinical significance was investigated using Co-60 and 6 MV photon energy in humanoid phantom. The effect of the cavity between tissue-air and air-tissue interface on the dose value has been investigated in two different energy and dosimetry system on the same field. Unlike the solid water phantom and polyester larynx phantom, it used rando phantom. The larynx area of phantom was irradiated with Co-60 and 6 MV photon energies using bilateral - isosentik treatment technique on the 6x6 cm² field size. Irradiation results were evaluated with thermoluminescent dosimetry and gafchromic EBT2 film dosimetry placed inside the phantom. The percentage dose values obtained from two dosimetric systems were compared.

In conclusion, the largest dose reductions were observed at the center of air cavity and before air-tissue interface at build-up points. It was observed that these fluctuations in dose are within the acceptable limits. For this reason, it was found that no change in total dose for tumor control in the radiotherapy of larynx and in fraction chart is necessary.

Keywords; Larynx, Air cavity, TLD, Gafchromic film, Rando phantom

Radyasyon onkolojisinde kullanılan tüm veriler, normalde homojen yoğunluk şartlarında elde edilir. Hastalar homojen yoğunluğa sahip olmadığından, ışın; yağ, kemik, kas, akciğer ve hava tabakalarından geçebilir (1). Bu nedenle, insan vücudunu meydana getiren organların ve yapıların birbirinden farklı olması zaman zaman hasta dozimetrisinde problem olabilmektedir (2). Foton ışınlamalarında inhomojenitenin varlığı, yoğunluğun değişmesine bağlı olarak, elektronik denge kayıpları ve dolayısıyla boşluğun hemen arkasında build-up (maksimum doz noktası) meydana getirir. Alan kenarlarındaki saçılma, elektronik dengedeki kayıpları karşılayamadığından, özellikle hava-doku birleşim yerlerindeki doz dağılımında önemli değişimlere neden olur. Bu inhomojenitenin varlığı, yoğunluk değişmesine, mevcut doku tipi ve ışın kalitesine bağlı olarak doz dağılımlarını değiştirir (1).

Homojen olmayan bir yapıda, absorbe dozu etkileyen üç mekanizma vardır. Birincisi, primer radyasyonun azalma derecesidir ki bu durum homojen olmayan ortamın elektron yoğunluğu ve efektif atom numarasına bağlıdır. İkincisi, saçılmış radyasyonda olan değişikliklerdir ki bu durum yalnızca inhomojen yapıyı değil bu yapının arkasındaki normal dokuyu da etkiler. İnhojenite hesaplarında bu etki çoğu zaman ihmal edilir çünkü bunu kesin doğrulukla hesaplayacak yöntem yoktur. Üçüncüsü, ikincil elektronların dağılımındaki değişiklikler nedeni ile inhomojen yapının sınırdaki elektronik dengede meydana gelen kayıplardır (2).

Baş boyun bölgesi tümörlerinin çoğunda hava boşlukları tedavi hacmi içinde yer almaktadır ve hava boşluklarına yakın olmaları nedeniyle, nazofarenks, larenks, maksiller sinüs tümörlerinin ışınlamalarına önem verilmelidir. Çünkü tedavi sürecinde ışın huzmesi tümörün yüzey tabakasına ulaşmadan önce, sıklıkla bir hava tabakasından geçer. Bu durumda hava-tümör ara kesitinde elektronik denge tam oluşmaz. Elektronik denge kayıpları hava-doku arakesitinde doz düşüşlerine neden olur (1). Yaptığımız çalışmada, larenks bölgesi ele alınarak, burada inhomojen yapı varlığı gösteren hava boşluğunun dozlar üzerindeki etkisini inceledik. Dikkat noktaları doku-hava arakesiti, hava

boşluğu merkezi, hava-doku arakesiti olmuştur. Bu nedenle boyun bölgesindeki doku eksikliğini giderecek kompanse araçları kullanılmamıştır. Yapılan çalışmada; rando fantom, boyun bölgesinde 6x6 cm² lik alan boyutunda bilateral olarak, iki farklı foton enerjisi ile ışınlanmıştır. Doz değerleri ise termolüminesans dozimetre ve radyokromik film dozimetre kullanılarak değerlendirilmiştir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Termolüminesans Dozimetre (TLD)

Lüminesans, bir maddenin başka bir nedenle optik ışınla yapması olayına denir. Lüminesans veren maddeler enerji soğurabilir, depolayabilir ve optik ışımaya dönüştürerek sonra ışıyabilir. *Termolüminesans*, bir kristale verilen enerjinin, kristal ısıtıldığı zaman optik radyasyon şeklinde geri yayınlanması olarak tanımlanır. *Termolüminesans dozimetreler (TLD)*, termolüminesans özellik gösteren kristalin iyonlaştırıcı radyasyonla ışınlanıp bir miktar enerji soğurması ve kristal ısıtılınca bu enerjinin termolüminesans ışınla şeklinde geri yayılması olayına dayanır. Tek kristal yapısında bir katının valans bandı ile iletkenlik bandı arasında yasak enerji bandı bulunur ve enerji bölgesinde kristal içerisinde elektron bulunmaz. Kristalin radyasyon ile uyarılması sonucu valans bandından kopan veya iletkenlik bandından tekrar valans bandına dönen elektronlara tuzak oluşturur ve elektronlar bu tuzaklara yakalanırlar. Böylece radyasyon ile kristale aktarılan enerjinin bir kısmı kristalde depolanmış olur. Bu tür dozimetrelerde LiF, LiB₄O₇, CaSO₄ termolüminesans kristalleri bulunmaktadır (3,4,5).

Termolüminesans Dozimetrelerin Kalibrasyonu

Bütün fosforlar, sıcaklığa bağlı olarak termolüminesans özelliklerinde bazı değişiklikler gösterirler. Radyasyona karşı duyarlılıklarını artırmak ve bütün tuzaklarını boşaltmak tekrar kullanımlarını sağlamak için fosforların fırınlamaları zorunludur.

Doz ölçümlerinde; fosforlar, ışınlamalardan önce radyasyona karşı duyarlılıklarını artırmak ve bütün artık TL sinyallerini ortadan kaldırmak amacıyla fırınlanır (5).

Bu çalışmada, 120 adet TLD ilk önce 400 °C'de 1 saat 10 dakika fırınladı. Oda sıcaklığında, kapalı konumda soğumasının ardından 80 °C'de 16 saat fırınladı. Bu işlemlerin ardından TLD'ler kalibrasyona hazır hale geldi. Kalibrasyona hazır hale getirilen 120 TLD'yi radyasyona doygun hale getirmek amacıyla 10 gün boyunca, günde 100 cGy doz olacak şekilde ışınladık.

TLD-100 çipleri üretildiklerinde aynı duyarlılığa sahip değildir. Bu nedenle aynı miktarda radyasyon soğurmalarına rağmen okuma sırasında farklı miktarda ışımaya yaparlar. Bu farklılığı ortadan kaldırmak için her çipe bir ağırlık faktörü ECC (Element Calibration Factor) verilir. Okuyucunun, ışık şiddetini soğurulan radyasyon miktarı cinsinden verilmesi için RCF (Reader Calibration Factor)'nin bilinmesi gerekir. Bu yüzden RCF katsayısının bulunması için öncelikle TLD-100 çiplerinin ECC katsayılarının belirlenmesi gerekir.

Radyokromik Film: Polydiacetylene bazlı film, esnek polyester taban üzerinde ince bir mikro kristalle örtülmüştür. Filmin aktif bileşeni radyoduyarlı monomerler (radyasyona maruz kaldığında polimerleşen özel bir boya)'dir. Monomer adı verilen küçük moleküller radyasyona maruz kaldığında kimyasal yollarla birleşerek polimer adı verilen uzun ve dallanmış moleküller oluşturur. Bu oluşum renkli bir polimer şekli ortaya çıkarır. Polimerler ışığı soğurur ve filmde geçen ışık uygun bir densitometre ya da tarayıcı ile ölçülebilir (6,7). Görünür ışık fotonları, aktif monomerlerin polimerizasyonuna neden olmadığı için bu filmler görünür ışığa hassas değildir (7).

Film fiziksel, kimyasal ya da termal bir işlem gerekmez renk alır. Stabilize renk değişimi için 2-3 saat gerekir ancak filmi değerlendirmek için 1-2 gün beklenmelidir. Radyokromik film kendinden gelişen ve her hangi bir cihaz ya da kimyasal maddeye ihtiyaç duymayan bir film türüdür. Radyokromik film taneciksiz olduğu için yüksek çözünürlüğe sahiptir ve dozun keskin değişim gösterdiği bölgelerde dozimetrik amaçlı kullanılabilir (8).

En genel kullanımda olanı gafkromik filmlerdir ve bunlardan bazıları ise MD-55, XR-T, XR-R, EBT,

EBT2, XR-QA dir. Dozimetrik ölçümler için farklı tipte gafkromik filmler son yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. XR-QA kalite kontrol amaçlı kilovoltaj dozimetrik uygulamalar için kullanılırken, EBT yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) dozimetrisi için kullanılmıştır (7).

EBT2 Dozimetre Filminin Kalibrasyonu: Radyokromik film cevabının enerji bağımlılığının 142 KeV-1.7 MeV arasında $\leq 5\%$ olduğunun bildirilmesi sebebiyle (6) kalibrasyon için Co-60 teleterapi cihazı kullanıldı. 3x3 cm boyutlarında kesilmiş olan filmler Şekil 3.4'teki gibi su eşdeğeri katı su fantomunda SSD=80 cm ve 10x10 cm² alan boyutunda 2 cm derinliğe yerleştirildi. Altına yeterli geri saçılma sağlayacak katı su fantomu konuldu. Tüm OD'ler tarayıcı ile belirlenerek kalibrasyon eğrisi oluşturuldu.

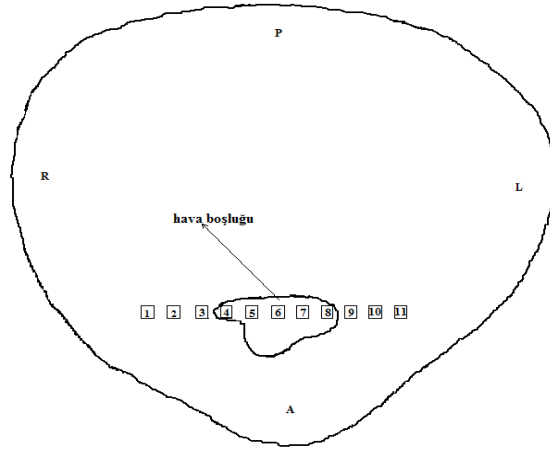
Kalibrasyon için kullanılacak filmler, aynı paketten alınarak ve aynı boyutlarda kesilerek, 0 – 8 Gy doz aralığında 13 farklı doz değeri (25, 50, 75, 100, 150, 200, 250, 300, 400, 500, 600, 700, 800 cGy) uygulanarak aynı koşullarda ışınlandı.

Rando Fantom Simülasyonu: Rando Fantom, simülatör cihazında SSD 100 cm'de supin pozisyonda yatırıldı. Sagittal lazer, frontonazal sutur hattıyla çakıştırılacak şekilde oturtuldu. Fantoma, ışın alanlarının ve merkezlerinin belirlenerek çizileceği ve immobilize materyallerinden olan termoplastik maske yapıldı. Maske, fantom kesitlerinin bütünlüğünü sağlamak için de fayda sağlamıştır.

Karşılıklı paralel iki yan alandan 90⁰ ve 270⁰ gentri açılarında ve 8⁰ lik kolimasyon açısı verilerek, 6x6 cm² alan boyutlarında fantom yüzeyinde SSD 94 cm olacak şekilde, kaynak eksen mesafesi (SAD) tekniği ile izosentrik planlama yapılarak simülasyon işlemi onkolog tarafından gerçekleştirildi.

BULGULAR

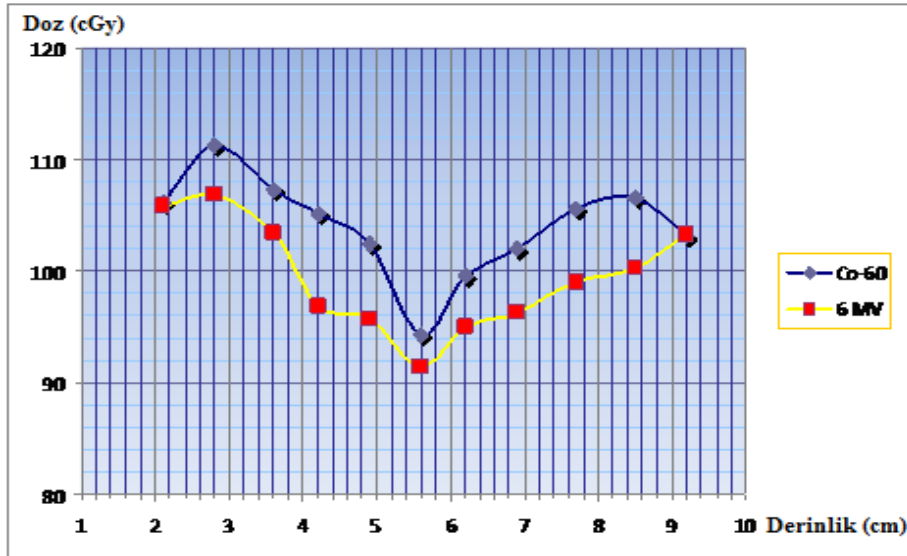
Fantomun 9. kesiti, alanın merkezi olduğu için dozimetrik çalışmalar bu kesit üzerinde yapıldı. İlk olarak TLD daha sonra EBT2 film ile doku-hava arakesiti, hava boşluğu ve hava-doku arakesiti bölgesindeki doz değerleri incelendi.



Şekil 1. Kesilen wax kesitindeki TLD çiplerinin yerleşimi

Tablo I. Şekil 1’de gösterilen 11 farklı ölçüm noktasında TLD ile elde edilen doz değerlerinin ortalama sonuçları.

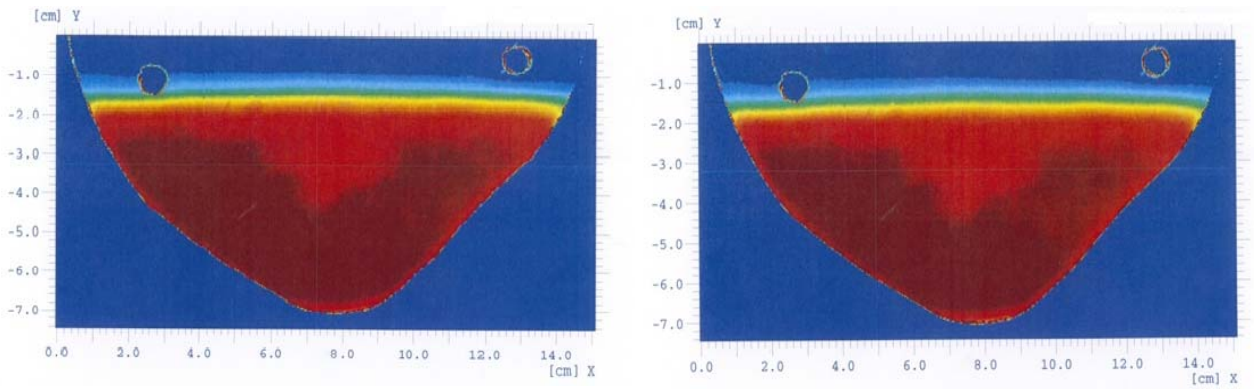
TERMOLÜMİNESANS DOZİMETRE			
	ARAKESİT	BOŞLUK MRKZ	ARAKESİT
CO-60	106.16	94.32	103.81
6 MV	100.67	91.38	97.65



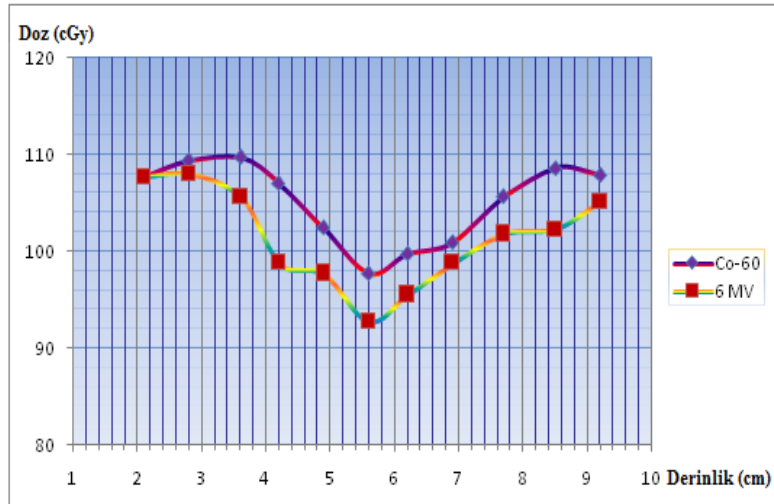
Grafik 1. TLD kullanımı ile Co-60 ve 6 MV foton ışınları için ölçülen dozlar.

Tablo II. Şekil 1’de gösterilen 11 farklı ölçüm noktasında EBT2 ile elde edilen doz değerlerinin ortalama sonuçları.

GAFKROMİK EBT2 DOZİMETRE FİLMİ			
	ARAKESİT	BOŞLUK MRKZ	ARAKESİT
CO-60	108.43	97.76	103.32
6 MV	103.46	92.76	100.33



Şekil 2. Co-60 ile ışınlanan filmin taranması, 6 MV ile ışınlanan filmin taranması.



Grafik 2. EBT2 dozimetre filmi kullanılarak Co-60 ve 6 MV foton ışınları için ölçülen dozlar.

Fantom; sağ ve sol yanında 3.8- 4 cm genişliğindeki yumuşak doku, bu dokular arasında kalan 3.5 cm eninde ve 1.8 cm genişliğindeki hava boşluğuna sahiptir.

Fantoma göre kesilip ışınlanan EBT2 filmdeki doz değerleri, wax kesite yerleştirilen TLD çiplerinin derinliği ile aynı noktalarda elde edilmiştir.

TARTIŞMA

Hava boşluklarının varlığı, radyoterapi alanı içerisinde inhomojen yapılar oluşturmaktadır. Bu durum tedavinin başarısı üzerinde olumsuz durumlar oluşturabilmektedir. Çünkü hava boşluğu-doku geçiş bölgelerinde doz düşüşleri ve sonrasında ikinci bir build-up noktasının oluşturduğu doz artışları, bazı çalışmalarda bildirilmiştir (1,9).

Bu çalışmalar, çeşitli materyal ve yöntem kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Örneğin; simüle bir hava boşluğunda, paralel plate iyon odası ile ölçümler alınmıştır. Doku-hava arakesitinde TLD kullanılarak doz etkisine bakılıp biraz daha gelişmiş bir çalışma yapılmıştır. Polysteryn fantomu çevreleyen dikdörtgenel hava hacimleri oluşturularak yapılan çalışmalar mevcuttur. Hava boşluğu olarak üst solunum yollarını simüle eden ideal geometride çalışmalarda olmuştur (1, 9-12)

Çalışmamızda ise doku, kemik, hava boşluğunun yerleşimi gibi tamamen insan yapılarına sahip rando fantom kullanılmıştır. Bu durumda, yaptığımız çalışmalar bize hasta tedavisinde uygulanan dozlarda günlük ya da toplamda ne kadar fark olduğunu gösterecektir. Çünkü yaptığımız çalışmada uygulanan dozda meydana gelen değişimler üzerinde hava boşluğunun etkisine bakılmıştır. Buradan yola çıkarak hava boşluğunun (özellikle baş boyun) bulunduğu radyoterapi alanlarında, tedavi şeması oluşturulurken doz düşüşü ve build-up noktalarının doz homojenitesine etkisi belirlenmiş olacaktır.

Azam ve ark. (9) larenks vestibul bölgesinde 7x7 cm² karşılıklı alanda, Co-60, 6 MV ve 10 MV foton ışınları kullanılarak TLD, radyografik ve radyokromik film ile doku, doku-hava ara yüzeyi ve hava boşluğunda, belirlenen noktalarda % dozu incelemiştir. Doku-hava arakesitinde TLD verileri; Co-60 için % (111.5±2.1), 6 MV ve 10 MV

için % (103.5±3.5) radyografik film verileriyle Co-60 için % (94.0 ±0.5), 6MV' de % (98±1.4) 10 MV için % (98.5±2.11)'dir. Radyokromik film verileriyle Co-60 için % (105.5±0.5), 6 MV % (97.5±3.5) ve 10 MV için % (100.0±7.1)'dir. Ayrıca hava boşluğunun orta kısmındaki % doza bakılmıştır. TLD verileri ile Co-60 için % (101.0±2.6), 6 MV % (99.3±1.1) ve 10 MV için % (95.0±1)'dir. Radyografik film verilerinde Co-60 % (90±0.0) 6 MV (96.0 ±0.5) ve 10 MV için % (97.0±0.5) dir. Gafkromik film verileri için Co-60 % (95.0 ±0.5), 6 MV % (91.6±5.8) ve 10 MV için % (88.3 ±5.8) olarak verilmiştir.

Grafik 1'e göre, doku-hava arakesitinde TLD ile yapılan ölçümlerde Co-60 ve 6 MV foton ışınları için bulunan doz değerleri sırasıyla (105.03 ± 2.8) ve (98.91±3.3) olarak bulunmuştur. Bu doz değerleri EBT2 için grafik 2'e göre sırasıyla (105.87±3.7) ve (101.30± 3.2) olarak bulunmuştur. Hava boşluğunun merkezinde ise Co-60 ve 6 MV foton ışınında TLD ile yaptığımız ölçümlerde sırasıyla (98.92±4.6) ve (94.04±42.3) bulunmuştur. Grafik 2 incelendiğinde EBT2 dozimetre filmi için yaptığımız ölçümler sonucu bu doz değerleri sırasıyla (99.99±2.4) ve (95.36±2.5) bulunmuştur. Elde ettiğimiz veriler incelendiğinde Azam ve ark. (9) yapmış olduğu çalışma ile uyum içerisinde olduğu görüldü.

Anna ve ark. (10) larenks radyoterapisi için klinikte uygulanan tipik alan boyutlarından (4x4, 6x6, 6x8, 10x15) 4 ve 6 MV enerjilerini kullanarak, karşılıklı paralel yan alanlarda arakesit yakınlardaki doz değişimini detaylı çalışmıştır. Ayrıca hava boşluğu ortasında 2 boyutlu doz dağılımlarına bakmışlardır. Alan merkezinde 4x4 cm²lik küçük alanlar için hava boşluğunun hemen arkasındaki doz düşüşlerinin tek ışın alanları için karşılıklı paralel ışınlardan daha kuvvetli olduğu gözlemlenmiştir. Kullanılan her iki enerji için boşluk sonrası doz düşüşlerinin yaklaşık % 4 olduğunu gözlemlenmiştir. 6x8 cm²lik büyük alanlarda boşluk arkasında sadece doz artış etkisinin olduğunu ve boşluğun 10 mm arkasında elektronik dengeyi yeniden kurduğunu ve bu etkinin tek ışın alanları için % 18, karşılıklı paralel alanlarda % 8 olduğunu göstermiştir.

Sabaner (1), Co-60, 4 MV ve 6 MV foton enerjilerinde $6 \times 6 \text{ cm}^2$ ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutlarında iki farklı derinlikte (3-4 cm), merkezi eksen üzerinde $3 \times 3 \times 3$ ve $2 \times 2 \times \infty$ boyutlarında hava boşluklarının oluşturulduğu inhomojen katı su fantomunda çalışmıştır. Çalışmada TLD ile hava boşluğunun ön ve arka yüzeyindeki doz dağılımlarını incelemiştir. $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$ hava boşluğu ile yapılan ölçümlerde $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutundaki ışınlamalarda Co-60 için 1 mm derinlikte 4 MV ve 6 MV için 2 mm derinlikte build-up gözlemiştir. $6 \times 6 \text{ cm}^2$ alanda yapılan ölçümlerde Co-60 ve 6 MV için 1 mm derinlikte 4 MV için 2 mm derinlikte build-up noktalarının oluştuğu gözlemiştir. $2 \times 2 \times \infty \text{ cm}^3$ hava boşluğu ölçümlerinde $6 \times 6 \text{ cm}^2$ alan boyutu için tüm enerjilerde 1mm derinlikte, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutu için Co-60 ve 6 MV foton enerjilerinde 1 mm derinlikte 4 MV için 2 mm derinlikte build-up oluşmuştur. Karşılıklı tedavi alanları kullanıldığı için ara yüzey ve birkaç mm'deki yüzeyel kayıpların % 1'i geçmemesi nedeniyle kompanse edilebileceğini bildirmiştir.

Anna ve ark. yaptığı çalışma ve İmren Sabaner'in yaptığı bu çalışmalarını göz önüne alırsak hava boşluğu sonrasında maksimum 5 mm mesafede tekrar elektronik dengenin kurularak ikinci build-up noktasının oluştuğu gözlemlenmiştir. Bunun nedeni, enerji arttıkça sekonder elektronların erişim mesafesinin artması ve enerjinin yüzeyden daha uzağa taşınmasıdır. Bu etkinin kullandığımız karşılıklı paralel alan tekniğinde; Tablo1 (TLD ölçümleri) ve tablo 2 (EBT2 ölçümleri) incelenerek Co-60 için kullanılan TLD ve EBT2 film verileri ortalamasının % 3 olduğu, 6 MV için % 5 olduğu bulunmuştur. Ayrıca ölçümlerde kullandığımız TLD boyutları ($3 \times 3 \times 1 \text{ cm}^3$) nedeniyle çok küçük mesafelerde ölçüm almak mümkün olmamıştır. Kullanılan iki TLD arası mesafe minimum 4-5 mm civarında olmaktadır. Bu nedenle build-up noktaları bu mesafe içerisinde gözlemlenebilmiştir.

Micheal ve ark. (11) yaptığı çalışmada $2 \times 2 \times \infty$ hava boşluklu bir larenks fantomu kullanmıştır. Co-60 foton ışınları ve $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alan için doz kayıplarının olmadığını, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alanlarda doz düşüşlerinin olduğunu gözlemiştir. 6 MV için $6 \times 6 \text{ cm}^2$ 'de fark olmadığı ancak daha küçük alanlarda doz azalmasının fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda; $6 \times 6 \text{ cm}^2$ lik alanda TLD ve EBT2 dozimetri sistemleri için Co-60 ve 6 MV foton enerjileri kullanarak alınan ölçümlerin genel ortalamasında; hava-doku arakesitinde % 5 ve altında, hava boşluğu merkezinde ise % 6.5 ve altında bir doz düşüşünün yaşandığı gözlemlenmiştir.

Siarhei ve ark. (12), monte karlo tekniği ile çalışmışlardır. Bilgisayarlı tomografi tabanlı farklı boyutlarda, boynun geometrik modelinin matematiksel olarak oluşturmuşlardır. Supraglottik larenks, glottik larenks ve subglottik larenks kanseri için ölçümler yapmıştır. Bu ölçümler sonucunda hava-doku ara yüzeyinde sırasıyla % 8 ,% 4, % 7 doz düşüşlerini gözlemiştir. Glottik larenks kanserlerini referans olarak yaptığımız bizim çalışmamızda ise, tablo 1'e göre hava-doku arakesitinde ölçülen doz değerleri TLD verileri için Co-60 ve 6 MV foton enerjileri için sırasıyla % 3 ve % 5'lik bir doz düşüşü; tablo 2 incelendiğinde EBT2 film verileri sırasıyla % 3 ve % 5.5'lik bir doz düşüşü söz konusudur.

Tablo I ve II'de arakesit bölgelerinde doz düşüşleri yasanmış olmasına rağmen boşluk merkezine göre daha yüksek dozlar söz konusudur. Bu en büyük doz düşüşlerinin hava boşluğunda yer aldığını göstermektedir. Bu doz düşüşünün Co-60 dan daha yüksek enerjiye sahip 6 MV foton enerjisi için daha az olduğu görülmektedir. Boşluğun hemen arkasında yer alan ara kesit bölgesinde doz tekrar artmıştır. Buda ikinci bir build-up noktasının varlığını göstermektedir. Grafik 1 ve 2 incelendiğinde larenks bölgesi için belirlenen derinliklerde doz düşüş ve artışlarının nasıl değiştiği açıkça görülmektedir. Ayrıca şekil 2'de renk tonlamaları doz dağılımları hakkında bilgi vererek grafik 2'yi doğrular niteliktedir.

Sonuç olarak, tedavi alanı içerisinde bulunan hava boşluğunun büyüklüğü ve kullanılan enerjiye bağlı olarak doz düşüşleri ve ikinci bir build-up etkisinin olduğu görüldü. Oluşabilecek ikinci build-up noktası ise tümör hacmi içerisinde kalacağından lokal kontrole katkı sağlayacaktır. Doz değerlerindeki % farklar ise kabul sınırları ($\pm 5\%$) içerisinde. Böylece doz ve fraksiyon şemasında herhangi bir düzeltmeye gerek olmadığı görülmüştür.

Larenkste olduğu gibi tüm baş-boyun hastalarında, son zamanlarda yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) gibi konformal tedavi tekniklerinin yaygın olarak kullanılması tekrar hava boşluklarına dikkati çekmektedir. Çünkü IMRT’de birçok küçük alanın kombinasyonu kullanılmaktadır. Bu nedenle radyoterapi alanı içerisinde hava boşluğu olan bölgelerdeki tümörlerin yüzey dozunu, çeşitli dozimetrik sistemleri (EBT2, TLD gibi) kullanarak değerlendirilebilecek çalışmalar gereklidir.

KAYNAKLAR

1. Sabaner İ, Baş Boyun Tedavisinde Hava Boşluklarının Doz Dağılımlarına Etkisinin Araştırılması. Yüksek Lisans Tezi, İst. Üniv. Sağ. Bil. Ens. Temel Onk. A.B.D. Tıbbi Radyofizik Programı, İstanbul, 2008.
2. Alkan NÖ, Homojen Olmayan Vücut Yapıları İçin Üç Boyutlu Tedavi Planlama Algoritmalarının Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üni. Fen Bil. Ens. Fizik, Ankara, 2006.
3. McKinlay AF. Thermoluminescence Dosimetry-Medical Physics Handbook;5. Çeviri: Aypar A, Akın E. Kitap: Medikal Fizik Kitapları-5 Termoluminesans Dozimetri. Adam Hilger Ltd, Konya, 2005
4. Thermo Electron Corporation, WinRems’li Model 3500 Manuel TLD Okuyucu İşletmen Kılavuzu.USA, çeviri; Aydın E., Adanalı A., 1998.
5. Aksözen MT. Hodgkin Hastalığı Mantle Işınlamasında Troidin Aldığı Dozun Araştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üni. Sağlık Bil. Ens. Rad. Onk. A.D. Radyasyon Fiziği Programı, Kayseri, 2010.
6. Karaçam SÇ, Yüksek Doz Hızlı Brakiterapi Uygulamalarının Kalite Kontrolünde Gafkromik Film Kullanımının Araştırılması Doktora Tezi, İst. Üniv. Sağ. Bil. Ens. Temel Onk. A.D. Tıbbi Radyofizik Programı, İstanbul, 2007.
7. Niroomand RA., Robert C., Coursey BM., et all. Meigooni AS., Rodgers J.E., Soares C.G. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Med. Phys. 1998;25;2093-2115
8. Ertuğrul ME, Film Dozimetre ve İki Boyutlu İyon Odası Kullanılarak Oluşturulan Doz Haritalarının Tedavi Planlama Sisteminde Elde Edilen Doz Haritaları ile Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üni. Sağlık Bil. Ens. Radyoterapi Fiziği Programı, Ankara, 2008
9. Azam NR, Harter K W., Thobejone S., Bertrant K., Air Cavity Effects on The Radiation Dose to The Larynx Using Co-60, 6 MV and 10 MV Photon Beam, İnt. J. Rad.Onc. Biol. Phys., 1994;29:1139-1146
10. Petoukhava AL., Terhaard CHJ., Welleweerd H., Dose 4 MV Perform Better Compared to 6 MV in The Precence of Air Cavities in The Head and Neck Region? Radiotherapy and Oncology. 2006: 79; 203-207
11. Michael DS., Kalbaugh KJ., Mendenhall WM. et all. Radiotherapy For Early Vocal Cord Cancer: A Dosimetric Analysis of Co-60 Versus 6 MV Photon, Head and Neck March / April 1996;20;167-173
12. Spirydovich S, Papiez L, Moskvın V. et all. Evaluation of Underdose in The External Photon Beam Radiotherapy of Glottic Carcroma: Monte Carlo Study, Radiotherapy and Oncology 2006;78;159-164