

“Siemens ONCOR” tedavi cihazının küçük monitor unit değerlerinde ve küçük segment boyutlarında dozimetrik performansının değerlendirilmesi ve planlama sistemi ile uyumu

Evaluation of dosimetric performance of “Siemens ONCOR” linear accelerator with small monitor unit values and small segment sizes and consistency with treatment planning system

Cemile CEYLAN, Hande BAŞ, Ayhan KILIÇ, Nadir KÜÇÜK, Metin GÜDEN, Kayhan ENGİN

Anadolu Sağlık Merkezi, Radyasyon Onkolojisi Bölümü

AMAÇ

Siemens ONCOR Avant-Garde lineer hızlandırıcısının “intensity modulated radiation therapy=IMRT” uygulamalarındaki performansını değerlendirmek için, küçük monitor unit (MU) değerlerindeki doz linearitesi, doz doğruluğu ve küçük alan boyutlu segmentlerdeki doz değerlerinin doğruluğu araştırıldı.

GEREÇ VE YÖNTEM

Cihazın küçük MU değerlerinde doz linearitesi ve doğruluğu için 0.6 cc “Farmer” iyon odası ve 47 tane diod içeren PTW-LA48 lineer dedektörü kullanıldı. Küçük alanlarda doz doğrulaması ise, PTW Si Diod dedektörlerle ölçülen doz değerleri ile planlama sisteminde elde edilen doz değerleri karşılaştırılarak yapıldı.

BULGULAR

Küçük MU değerinde doz linearitesi için alınan ölçümlerde <3 MU değerlerinde linearite %3’ün altında bulundu. Segmentler arası linearite ölçümlerinde <2 MU için linearite >%3 bulunurken, daha büyük MU değerlerinde linearite <%2 ölçüldü. Küçük alanlarda cihazda ölçülen doz değeri ile planlama sisteminde elde edilen dozlar birbirleri ile karşılaştırıldığında 2x2 cm²’den küçük alanlarda uyumsuzluk >%3; daha büyük alanlarda ise uyumsuzluk <%3 olarak saptandı.

SONUÇ

Siemens ONCOR Avant-Garde lineer hızlandırıcısının “Step & Shoot” IMRT için küçük MU değerleri ve küçük segment boyutlu alanlarındaki performansı kabul değerlerinin içinde bulundu.

Anahtar sözcükler: IMRT; küçük MU; küçük alan; linearite.

OBJECTIVES

The aim of our study was to evaluate the performance of the “Siemens ONCOR Avant-Garde” linear accelerator under intensity modulated radiation therapy (IMRT) conditions. The beam stability for small monitor units in terms of dose linearity, inter-segment variations and profiles was investigated. Validation of doses at small size segments was done to compare with measurement and calculation dose values.

METHODS

Measurements of linearity and beam stability with small monitor units were done using 0.6 cc “Farmer” ion chamber and PTW-LA48 linear detector with 47 diodes. Validation of doses for small segment sizes was done for comparison of the values obtained with the PTW Si diode detector and the calculated values on the planning system.

RESULTS

Dose linearity of small monitor units was found to be <3% for all monitor unit settings. Although inter-segment variations for >2 monitor unit setting were measured at an acceptable value, 3%, <2 monitor unit setting was measured as larger than 3%. Comparison of doses at small segment sizes showed unacceptable value for <2x2 cm². Measurements of doses for >2x2 cm² were consistent (<3%) with calculated doses from the planning system under the same conditions.

CONCLUSION

The dose characteristics of Siemens ONCOR Avant-Garde linear accelerator with small monitor units and small segment sizes were found to be suitable for “Step & Shoot” IMRT.

Key words: IMRT; small MU; small field size; linearity.

Üç boyutlu konformal radyoterapinin amacı; hedef hacime tanımlanan dozu tam olarak verirken çevre sağlam dokulardaki dozu en aza indirmektir. “Intensity modulated radiation therapy=IMRT” bu amacı en iyi biçimde gerçekleştiren tedavi tekniklerinden biridir. Gelişen teknoloji ile birlikte IMRT baş-boyun, prostat, meme tümörleri başta olmak üzere pek çok kanser türünde standart tedavi modeli olarak kullanılmaktadır.^[1] IMRT tekniğinde planlama ve tedavi kısmında üç boyutlu konformal radyoterapiden farklı adımlar vardır. Farklı yoğunluklu demetler kullanılarak konkav biçimli tümörlerde istenen doz dağılımı elde edilirken, tümör çevresindeki kritik organların dozları tanımlanan tolerans değerlerinde tutulur. Çoğu planlama sisteminde “Forward” yaklaşımla IMRT planlaması yapılabilmesine karşın, “Inverse” yaklaşım ile hedef hacim ve kritik organlar için istenen doz değerleri hesaplama fonksiyonu ile (*Cost Function*) iteratif olarak hesaplanır.^[2] Her bir gantri açısındaki demetler ile elde edilen izodoz dağılımı “Yoğunluk Haritaları” (*Intensity Map, IM*) denilen dağılım biçimindedir. Final hesaplama ile bu yoğunluk haritaları çok yapraklı kolimatör=ÇYK (*Multi-Leaf Collimator*) ile oluşturulmuş küçük alancıklara yani segmentlere dönüştürülür. Her bir gantri açısındaki alanlar doz dağılımını belirleyen seçilmiş yoğunluk düzeyine göre farklı “monitor unit” (MU) içeren birden fazla segmentler içerir.

Planlama sisteminde elde edilen yoğunlukları ayarlanmış bu demetler lineer hızlandırıcılarda iki farklı teknikte uygulanır. “Sliding Window” ÇYK yapraklarının segmentleri arasında hareketi boyunca ışınlamanın devam ettiği teknik iken diğeri ise segmentleri oluşturmak için ÇYK hareket ederken ışınlamanın durduğu “Step & Shoot” tekniğidir. Kliniğimizde 2005 yılından başlayarak farklı tedavi bölgeleri için IMRT “Step & Shoot” tekniği ile yapılmaktadır.

“Step & Shoot” tekniğinde yoğunluk haritasına göre oluşan segmentlerin her biri farklı biçimli ve doz ağırlıklıdır. Bu segmentler lineer hızlandırıcı da ÇYK yaprakları ile biçimlendirilir ve sıralı olarak ışınlama yapılır.^[3] “Step & Shoot” IMRT uygulamasının hatasız bir şekilde yapılması lineer hız-

landırıcının dozimetrik performansına, ÇYK yaprak pozisyon kalibrasyonuna ve planlama sisteminin doğruluğuna doğrudan bağlıdır. Bu çalışmadaki tüm ölçümler ÇYK hatasından kaynaklı doz hatalarını en aza indirmek için rutin yapılan ÇYK kalibrasyonundan hemen sonra alınmıştır. Grigoroğlu ve arkadaşları “Step & Shoot” IMRT uygulamalarında ÇYK kaynaklı sorunları rapor etmişlerdir.^[4]

Genellikle, lineer hızlandırıcıların dozimetrik performansları konformal tedaviler için kullanılan geniş alanlarda (>4x4 cm²) ve 50 MU'den büyük MU değerleri için kontrol edilirken, IMRT uygulamaya karar verildiğinde daha kapsamlı ve duyarlı kalite kontrol testlerin yapılması gerekmektedir. Kabul edilen ulusal ya da uluslararası IMRT kalite kabul testleri ve kalite temini için referans raporlar olmamakla birlikte, *American Association of Physicist in Medicine* (AAPM) ve *European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* (ESTRO) tarafından hazırlanan IMRT için gerekli kalite kontrol ve kalite temini ölçümleri bu çalışmada ve kliniğimizdeki IMRT uygulamalarında referans olarak alınmıştır.^[1-6]

“Step & Shoot” tekniğinde, biçimleri ve boyutları birbirinden farklı olan segmentler planlama sisteminde belirlenen doz ağırlıklarına göre 10 MU'ten küçük ışınlama sürelerine sahip olabilirler. Cihazın ve ÇYK sisteminin genel dozimetrik karakterlerinin küçük alanlarda ve küçük MU değerlerinde sapma gösterebileceği pek çok çalışmada ortaya konulmuştur.^[5-10] Aspradakis ve arkadaşları cihazın MU başına doz değerinin küçük alan boyutlarında stabilitesini inceledikleri çalışmalarında demet düzgünlüğü ve simetrisi ile bu değerlerin değişeceğini, 10 MU'den büyük alanlarda bu sapma %2 iken daha az MU'lerde sapmanın %5'e ulaştığını raporlamışlardır.^[11] Dolayısıyla IMRT uygulamalarında doğru ve her fraksiyonda aynı dozu hastaya verebilmek lineer hızlandırıcının küçük MU değerlerinde ve küçük alan boyutlarındaki davranışına çok bağlıdır.^[12,13]

Bu çalışmada, kliniğimizde IMRT uygulanan tedavi cihazı “Siemens ONCOR Avant-Garde” lineer hızlandırıcısının 6 MV foton enerjisi için “Step & Shoot” tekniğinde önemli olan “Start-up”

karakteristikleri yani küçük MU’lerdeki doz lineariyeti araştırıldı. Bunun için MU başına doz değerini etkileyen demet düzgünlüğü, demet simetrisi ve segmentler arası doz lineariyeti incelendi. Ayrıca CMS XiO (Versiyon 4. 33. 02) planlama sisteminin küçük alanlardaki doz hesaplamasının doğruluğu da araştırıldı.

GEREÇ VE YÖNTEM

Lineer Hızlandırıcı

Bu çalışmadaki ölçümler, iki foton enerjisine (6 MV ve 18 MV) ve bu enerjilerde sırasıyla 50 MU/min-300 MU/min ile 50 MU/min-500 MU/min doz oranlarında ışınlama yapabilen ONCOR Avant-Garde (Siemens Medical Systems, Concord, CA) cihazında alındı. Klinik IMRT uygulamalarımızı 6 MV foton enerjisinde ve 300 MU/min doz oranında yaptığımızdan bu çalışmadaki tüm ölçümler, 6 MV ve bu enerji için yüksek doz oranı olan 300MU/min doz oranında alındı.

Siemens Avant-Garde cihazına tedavi planlama bilgileri “LANTIS” verifikasyon sistemi ile aktarılır. Her biri farklı sayıda segmentler içeren farklı gantri açılarındaki alanlar “Simtec IM-MAXX Sequencer” sıralama sistemi ile tedavi süresi en az ve cihaz gantri rotasyonuna en uygun olacak biçimde sıralanıp ışınlama gerçekleştirilir. Lineer hızlandırıcının “OptiFocus” adı verilen ÇYK sistemi “Double-Focused” özellikli 42 çift yaprak içermektedir. Eşmerkez uzaklığında maksimum alan açıklığı 40x40 cm² olan ÇYK sisteminde 40 çift yaprak 1 cm iken en dış yapraklar 0.5 cm’dir. Şekil 1 lineer hızlandırıcıya ait kolimatör yapısını göstermektedir. Yaprakların karşı eksele geçme yolu en fazla (*Over travel*) 10 cm iken, yapraklar birbiri arasında ilerleyemezler. Pozisyon duyarlı ÇYK kontrol sistemi ile her bir yaprağın pozisyonu en fazla 0.2 cm olacak şekilde kontrol edilir. Çalışmada alınan tüm ölçümler rutin ÇYK kalibrasyonundan sonra alınmıştır. Böylece ÇYK kaynaklı hatalar en aza indirilmeye çalışılmıştır.

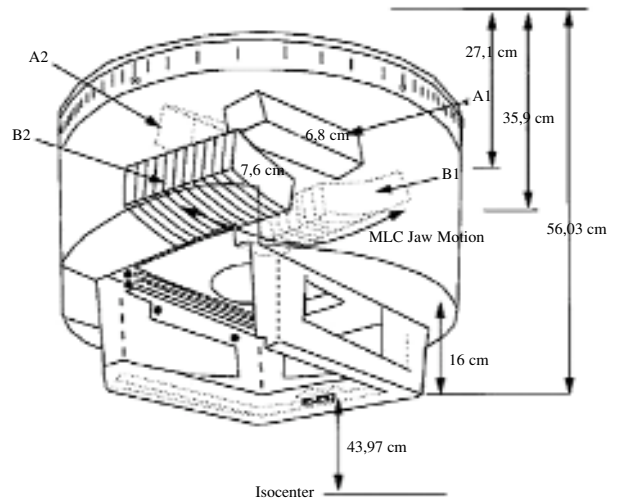
Konformal tedavi sırasında “NORMAL” konumunda çalışırken, IMRT ışınlaması sırasında lineer hızlandırıcı yoğunluk ayarlı (*Intensity Modula-*

tion, IM) modunda çalışır. Bu konumda cihaz segmentlerin oluşumu sırasında yapraklar hareketli iken ışınlamaya hazır (*Pause*) pozisyonunda kalır. Bu durumda radyofrekans (RF) oluşturan kısım çalışırken, enjektörler durur ve radyasyon çıkışı olmaz. ÇYK yaprakları hareket edip diğer segmenti oluşturup durduklarında enjektörler elektron tabancasını tetikleyip RF kısmına tekrar elektron gönderilir ve radyasyon çıkışı olur. Bu süreç sırasında oluşan ve “*Dark Current*” adı verilen radyasyon miktarının eş merkezde %1’den daha az olduğu gösterilmiştir.^[11]

Laub ve arkadaşları tarafından araştırılan küçük alan boyutlarında dedektör etkisi bu çalışmada araştırma dışı bırakılmış ancak yapılan ölçümler sırasında bu çalışmada önerilen ölçüm koşulları referans olarak alınmıştır.^[14]

Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmada, IMRT planını “*Superposition*” veya “*FFT Convolution*” hesaplama algoritmaları ile yapabilen CMS XiO (4.33.02) planlama sisteminin küçük alanlardaki doz hesaplamasının doğruluğu araştırıldı. Her iki algoritma da dozu küçük çekirdek parçaları (*Kernel*) kullanarak demet dağılımı içindeki saçılmış fotonları ve kafadan saçılmış olası elektronları dikkate alarak hesap yapar. Kliniğimizde heterojeniteye duyarlılığı daha fazla olan “*Superposition*” algoritması baş-boyun böl-



Şekil 1. Gerçek fiziksel ölçülerle Siemens lineer hızlandırıcının kafa ve MLC yapısı.

gesi IMRT planlamasında kullanılırken, “*FFT Convolution*” algoritması prostat gibi heterojenite farkı daha az olan tedavi bölgeleri için kullanılmaktadır.^[15] Çalışmamızda her iki algoritmanın 6 MV foton enerjisi için küçük alanlarda doz hesaplamasının doğruluğu kontrol edildi. Bu amaçla toplam saçılma faktörü (S_{cp}), kaynak yüzey uzaklığı (SSD) 100 cm’de 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 ve 10x10 cm² alanları için “*Cross Plane*” yönünde 0 (*On-axis*), 2, ve 4 cm ötede (*Off-axis*) ölçüldü. Çalışmalarda küçük alan S_{cp} ölçümü için “*Diamond*” dedektör altın standart olarak gösterilmesine karşın bu çalışmada dedektör etkisi çalışma dışında bırakılacağından S_{cp} ölçümlerinde PTW 60008 p tipi Si diod dedektör ve PTW UNIDOS elektrometre kullanıldı. Ölçülen değerler referans alan 10x10 cm² için ölçülen S_{cp} değerine oranlanıp normalize edildi. Her bir alana ait S_{cp} değeri ölçülmeden önce su fantomu ve diod dedektör ile alan doğrulaması için profillere bakıldı. %50 izodoz eğrisinin belirlediği alan boyutu ile doğrulama yapıldı.

Ölçüm değerlerine karşılık gelen planlamada hesaplanan S_{cp} değerleri için, planlama sisteminde üç boyutlu su fantomu oluşturulup ilgili alan ve demet koşulları için hesaplama vokseli 0.2x0.2x0.2 cm³ olacak şekilde doz dağılımı elde edildi. Ölçümde kullanılan “*On-axis*” ve “*Off-axis*” uzaklıklarında her iki algoritma için doz değerlerine bakıldı.

Küçük MU Değerli Segmentler

1. Doz Monitor Doğruluğu

IM modunda, 6 MV enerjide ve 300 MU/min doz oranında lineer hızlandırıcının MU başına doz monitor yanıtı araştırıldı. Ölçümler katı su fantomunda 20x20 cm² kolimatör açıklığında eşmerkezde d=10 cm derinde 0.6 cm³ iyon odası ve PTW UNIDOS elektrometre kullanılarak alındı. 1-10 MU aralığı için 1 MU adımlarla, 10-100 MU için 10 MU adımlarla beşer ölçüm alınıp 100 MU için elde edilen okumaya normalize edilip, her bir MU değeri için ortalamalar hesaplandı. Her bir MU setinin sapması hesaplandı.

2. Segmentler Arası Değişim

Cihazın 6 MV enerjisinde ve 300 MU/min doz

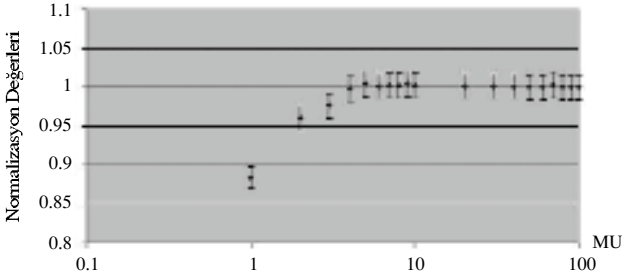
oranında segmentler arası kararlılığın saptanması için her bir segmenti 10x10 cm² boyutlu olan ve 20 segment içeren demet oluşturuldu. Segmentler sırasıyla 1, 2, 3, 4 ve 5 MU içerecek şekilde aynı ölçüm şartlarında 20 defa alındı. Okuma değerleri cihaz IM modunda ışınlama yaparken, derinlik d=5 cm SSD=100 cm olacak şekilde PTW “*Farmer*” tip 0.6 cm³ iyon odası ve PTW UNIDOS elektrometre kullanılarak elde edildi. Segmentler arası fark her bir MU seti için beşer okumanın ortalamasından sapma olarak hesaplandı.

3. Demet Profili Kararlılığı

Küçük MU değerlerinde lineer hızlandırıcının profil kararlılığını araştırmak için LA 48 (PTW-Freiburg) lineer dedektörü kullanıldı. Ölçümler 10x10 ve 20x20 cm² alan boyutlarında, gantri ve kolimatör açıları 0° iken su fantomu içinde alındı. IM modunda 1-10 MU için elde edilen profiller aynı koşullarda ama daha büyük MU değerleri ile elde edilen profillerle karşılaştırıldı. “*Linear Array*” dedektör 8 mm aralıklarla dizilmiş 4x4x0.5 mm boyutlu 47 iyon odasını içerir. Her bir profil SSD=100 cm’de d_{max} derinliğinde elde edildi.

4. Küçük Alan Boyutlu Segmentler

Küçük boyutlu segmentlerdeki S_{cp} hem PTW p tipi Si diod ile ölçülüp aynı koşullar için planlamadan elde edilen değerlerle karşılaştırıldı. Ölçümler alınmadan önce lineer hızlandırıcının rutin doz kontrol ölçümleri yapıp referans koşullardaki doz ayarlaması yapıldı. S_{cp} değeri istenilen alanın SSD=100 cm ayarlanıp, d=5 cm derinde ve eş merkezde ölçülen okumanın referans alan olan 10x10 cm² için alınan ölçüme oranı olarak hesaplandı. Planlama ile karşılaştırılmak üzere 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 ve 10x10 cm² alanları için eş merkezde ve ÇYK yönü olan “*Cross Plane*” düzleminde eş merkezden 2 ve 4 cm “*Off-axis*” uzaklıklarında S_{cp} değerleri ölçüldü. Bu alanlara ait ölçümler yapılmadan önce su fantomunda PTW p tipi Si diod kullanılarak radyasyon alanı doğrulaması yapıldı. Çalışmada planlama sisteminin farklı hesaplama algoritmalarının küçük boyutlu alanlardaki hesaplama doğruluğunu kontrol etmek için ölçülen S_{cp} değerleri planlama sistemimizdeki “*FFT Convolution*” ve “*Superposition*” hesaplama algoritmalarında elde edilen verilerle ayrı ayrı



Şekil 2. 6 MV demet enerjisinde 300 MU/min doz oranında IM modunda doz monitor doğruluğu.

karşılaştırıldı. Aynı alanlar için S_{cp} değerleri planlamada yaratılan 2.5 mm kesit kalınlıkla oluşturulan su fantomunda $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$ hesaplama vokselleri kullanılarak hesaplandı.

BULGULAR

1. Doz Monitör Doğruluğu

Şekil 2 küçük MU değerleri için alınan tüm ölçüm sonuçlarını göreceli olarak göstermektedir. Alınan ölçümler 100 MU değerine normalize edilmiştir. Doz monitor doğruluğu Siemens lineer hızlandırıcılarında *D1_CO Soft Spot* ayarına oldukça bağlıdır.^[5] Çalışmada lineer hızlandırıcının kabul testlerinde ve Aspradakis ve arkadaşlarının önerdiği *D1_CO* değerlerinde ölçümler alınmış ve optimum *D1_CO* değeri ayarlanmıştır. *D1_CO* ayarı ile küçük MU değerleri için “*Monitor End*” etkisi değiştirilerek başlangıç ve bitiş değerleri ayarlanabilir. *D1_CO* değeri aynı zamanda monitörleri ve doz oranını kontrol eden *D1 soft spot* değerinin “*Off-set*” (dengeleyici) ayarıdır. Dolayısıyla

D1_CO'da yapılan bir değişim lineer hızlandırıcının doz oranını da etkiler. Çalışmada *D1_CO* ayarından sonra *D1 soft spot* değerleri de kalibrasyon koşulları sağlanacak biçimde ayarlanmıştır.

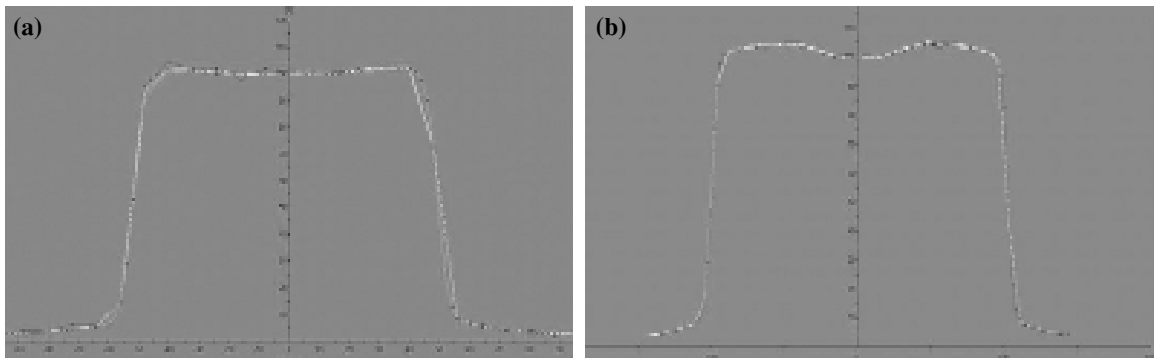
Siemens ONCOR cihazında 6 MV demette ve 300 MU/min doz oranında lineariyeti $<3 \text{ MU}$ değerlerinde dahi $\pm 2\%$ içindedir. Rutinde cihazın *D1_CO* değeri sürekli kontrol edilerek bu lineariyte sürekli sağlanmaktadır (Şekil 2).

2. Segmentler Arası Değişim

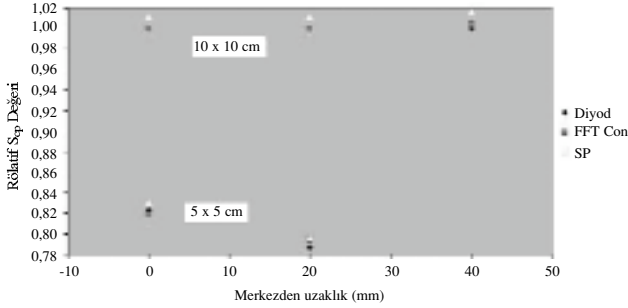
Her biri $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alan içeren 20 segmentli alanda küçük MU 6 MV ve 300 MU/min doz oranında lineer hızlandırıcının tutarlılığı araştırıldı. Her MU değeri seti için 5 farklı ölçüm alınıp ortalama hesaplandı. Segmentler arası değişim bu ortalama değerlerden yüzde sapmalar olarak hesaplandı. Elde edilen sonuçlara göre MU değerleri başına segmentler arasındaki maksimum sapmalar 1 MU için $\pm 3.8\%$, 2 MU değeri için $\pm 1.3\%$, 3 MU değeri için $\pm 1.9\%$, 4 MU değeri için $\pm 0.9\%$ ve 5 MU için maksimum sapma $\pm 0.7\%$ olarak bulunmuştur. 1 MU için bulunan sapma kabul değerleri içinde olmadığından bu durum olarak planlama sırasında dikkate alınmaktadır.

3. Demet Profili Kararlılığı

Küçük MU değerlerinde demet profili kararlılığı 6 MV enerjide 300 MU/min doz oranında farklı MU setleri için iki farklı alanlarda araştırıldı. Şekil 3a ve Şekil 3b'de sırasıyla 1 MU, 2 MU, 3 MU, 5 MU, 10 MU ve 100 MU değerlerinde 10×10 ve $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 'lik alanlar için alınan doz



Şekil 3. (a) $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutunda alınan profil ölçümleri; sırasıyla 1, 2, 3, 5, 10 ve 100 MU değerleri için elde edilen eğrilerin görünümü. (b) $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alan boyutunda alınan profil ölçümleri; sırasıyla 1, 2, 3, 5, 10 ve 100 MU değerleri için elde edilen eğrilerin görünümü.



Şekil 4. Farklı alanları ölçülen ve planlama sisteminde FFT Convolution-Superposition algoritmaları için hesaplanan S_{cp} değerleri.

profilleri gösterilmektedir. Şekillerden de anlaşıldığı gibi 1 MU için elde edilen profilin dışında diğer profillerde anlamlı farklılık yoktur. 1 MU değeri için elde edilen eğri penumbra ve omuz kırsımlarda diğerlerinden ayrılmıştır.

4. Küçük Alan Boyutlu Segmentler

Tüm S_{cp} ölçümleri PTW Si diod dedektör ile su fantomunda ölçüldü. 6 MV enerjide ve 300 MU/min doz oranında merkezde ve belirli “Off-axis” uzaklıklarda alınan değerler planlama sisteminin farklı algoritmaları için hesaplanan S_{cp} değerleri ile karşılaştırıldı. Şekil 4’de elde edilen ölçümler gösterilmektedir. Küçük alanlarda CMS planlama sisteminin farklı hesaplama algoritmalarından olan “FFT Convolution” ile Si tip diod dedektör ile ölçülen S_{cp} değerleri $1 \times 1 \text{ cm}^2$ için %10, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ için %9.1 farklı iken; $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ve daha büyük alanlar %2’den küçük oranla uyumludur. Ölçülen S_{cp} değerleri ile yine planlanlama sisteminde Superposition algoritması ile hesaplanan S_{cp} değerleri $1 \times 1 \text{ cm}^2$ için %15.1, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ için %11.1 farklı iken; $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ve daha büyük alanlar %2’den küçük oranda uyumludur. Şekil 4’teki grafikten de anlaşılacağı üzere merkezden uzaklaştıkça 2 cm ve 4 cm “Off-axis” uzaklıklarında bu fark giderek açılmaktadır.

TARTIŞMA

Bu çalışmada Siemens ONCOR lineer hızlandırıcının 6 MV enerjide ve 300 MU/min doz oranında IM modundaki performansı ve planlama sistemi ile uyumu araştırılmıştır. Sonuçlar Siemens ONCOR cihazının IM modunda küçük MU

değerlerinde ve küçük segment boyutlarında performansının oldukça iyi olduğunu ortaya koymuştur. Demet profili kararlılığı 1 MU değerinde dahi istenen sınır değerleri içindedir. Uygun “Soft Spot” ayarları ile doz monitor doğruluğu 2 MU değerine kadar %2 içindedir. IM modunda cihazın segmentler arası tutarlılığı yine 3 MU değerine kadar %2 içindedir. Bu çalışmada ÇYK yaprak pozisyon hatasından kaynaklanacak sapmalar araştırma dışına bırakılsa da, ÇYK sistemlerinden kaynaklı doz değişim ve alan boyutu değişimleri IMRT uygulamalarında göz ardı edilemez.

Planlama sisteminin farklı algoritmaları ile alınan ölçümler karşılaştırıldığında algoritmaların penumbra ve saçılma hesaplama sistemleri farklı olduğundan “FFT Convolution” ve “Superposition” için değerler farklı çıkmıştır. Bu fark modelleme sırasında kolimatör kafasından saçılmanın uygun yapıp yapılmadığına, kaynak boyutunun saptanmasına ve profillerin penumbra kısmının uyumuna bağlıdır. Ayrıca her iki algoritma yaprak sızıntısını ve saçılmasını planlamada ayarlanan uzaklığa göre hesaba kattığından dolayı “Off-axis” uzaklıklarındaki ölçülen ile hesaplanan arasında %3’ten büyük sapmalar bulunmuştur. Sonuçlar demet modelleme sırasında algoritmaların küçük alanlardaki performansını artırmak için daha çok çalışılması gerekliliğini ortaya koymuştur. Demet modelleme sırasında $\pm\%3$ uyumu oluşturulmaya çalışılsa da her durum için bu kriter elde edilememiştir. Klinik uygulamalarda bilinen bu farklılıklar dikkate alınmaktadır. Dolayısıyla segment boyutu sınırlı tutulup küçük MU değerli segmentler tedavi aşamasında silinmektedir.

IMRT uygulamalarında hasta planının doğrulamasına geçmeden önce bu ölçümler ve değerlendirilmeler yapıldığı takdirde cihazdan ve planlama sisteminden kaynaklanacak hatalar en aza indirilmiş olur. Bunların yanında IMRT uygulamalarında kullanılan “Network” sistemi ve cihazın rutin kalite kontrol ölçümlerinden kaynaklı hatalar oluşmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, et al. Guidance document on delivery,

- treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 2003;30(8):2089-115.
- Galvin JM, Ezzell G, Eisbrauch A, Yu C, Butler B, Xiao Y, et al. Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association of Physicists in Medicine. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;58(5):1616-34.
 - Sharpe MB, Miller BM, Yan D, Wong JW. Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step-and-shoot approach. *Med Phys* 2000;27(12):2719-25.
 - Grigorov GN, Chow JC, Barnett RB. Dosimetry limitations and a dose correction methodology for step-and-shoot IMRT. *Phys Med Biol* 2006;51(3):637-52.
 - Bayouth JE, Morrill SM. MLC dosimetric characteristics for small field and IMRT applications. *Med Phys* 2003;30(9):2545-52.
 - Das IJ, Desobry GE, McNeeley SW, Cheng EC, Schultheiss TE. Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator. *Med Phys* 1998;25(9):1676-84.
 - Saw CB, Li S, Ayyangar KM, Yoe-Sein M, Pillai S, Enke CA, et al. Dose linearity and uniformity of a linear accelerator designed for implementation of multileaf collimation system-based intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 2003;30(8):2253-6.
 - Kang SK, Cheong KH, Hwang T, Cho BC, Kim SS, Kim KJ, et al. Dosimetric characteristics of linear accelerator photon beams with small monitor unit settings. *Med Phys* 2008;35(11):5172-8.
 - Cheng CW, Das IJ. Comparison of beam characteristics in intensity modulated radiation therapy (IMRT) and those under normal treatment condition. *Med Phys* 2002;29(2):226-30.
 - Kuperman VY, Lam WC. Improving delivery of segments with small MU in step-and-shoot IMRT. *Med Phys* 2006;33(4):1067-73.
 - Aspradakis MM, Lambert GD, Steele A. Elements of commissioning step-and-shoot IMRT: delivery equipment and planning system issues posed by small segment dimensions and small monitor units. *Med Dosim* 2005;30(4):233-42.
 - Reena P, Dayananda S, Pai Rajeshri, Jamema SV, Gupta Tejpal, Deepak D, et al. Performance characterization of siemens primus linear accelerator under small monitor unit and small segments for the implementation of step-and-shoot intensitymodulated radiotherapy. *J Med Phys* 2006;31(4):269-274.
 - Bhangle Janhavi R, Sathiya Narayanan VK, Deshpande Shrikant A. Dose linearity and uniformity of Siemens ONCOR impression plus linear accelerator designed for step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *J Med Phys* 2007;32(3):103-07.
 - Laub WU, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med Phys* 2003;30(3):341-7.
 - Reitz B, Miften M. Comparison of the KonRad IMRT and XiO treatment planning systems. *J Appl Clin Med Phys* 2008;9(3):2770.