

Siemens Somatom bilgisayarlı tomografi cihazının *bowtie* filtre geometrisinin Monte Carlo simülasyonu ile belirlenmesi

Recep KANDEMİR¹, Kadir Akgüngör², Hakan Epik², Emel Ada³

¹Dokuz Eylül Üniversitesi, Medikal Fizik AD., İzmir

²Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, İzmir

²Dokuz Eylül Üniversitesi, Radyoloji AD., İzmir



16-19 Mayıs, 2015





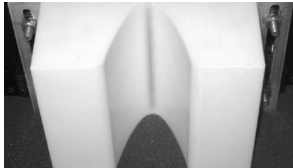
İÇERİK

- Giriş-Amaç
- Gereç-Yöntem
- Bulgular
- Sonuçlar

Giriş

Bowtie Filtre ve Kullanım Amacı ?

- ⊙ *Bowtie* filtrenin kimyasal ve fiziksel yapısı üretici firmalar tarafından paylaşılmamaktadır.



Şekil 1: Örnek bir BW filtre*.

- Kullanım amacı:
 - Hasta dozlarını azaltmak,
 - Üretilen X-ışını dağılımını şekillendirmek,
 - Gürültü istatistiğini artırıcı yönde etki eden fotonları elemektir.

* Sarah et al., Experimental validation of a method characterizing bow tie filters in CT scanners using a real-time dose probe, Med. Phys. 38(3), March 2011, p.1406-15

Çalışmanın Amacı

Bu çalışma ile BT’de hem hasta dozları hem de görüntü üzerinde olumlu etkisi bulunan *bowtie* (ışın şekillendirici) filtrenin ***bilinmeyen geometrisinin*** Monte Carlo (MC) simülasyonu ve ölçümle ***tersine işlem yöntemiyle*** ortaya çıkarılması amaçlanmıştır.

Yol Haritası

- 1 Ölçüme dayalı *bowtie* filtre fonksiyonun elde edilmesi
↓
- 2 MC ile *bowtie* filtre fonksiyonun hesaplanması
↓
- 3 Ölçüm ve MC verilerinin karşılaştırılması ve analizi

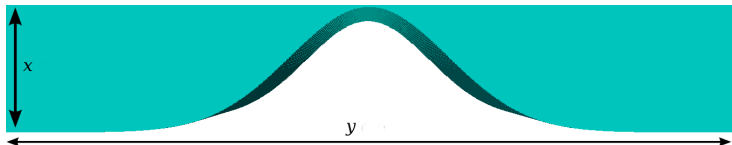
Çalışmanın Gereçleri

- Radyasyon Ölçümleri;
 - Siemens Somatom Definition AS 20 BT Cihazı
 - RTI Piranha Elektrometre
 - RTI CT Dose Profiler diyot dedektör
 - RTI Ocean Professional yazılımı
- Monte Carlo Simülasyonu;
 - 3.2 GHz Linux tabanlı çalışan bilgisayar
 - GAMOS MC kodu
- Verilerin Karşılaştırılması ve Analizi;
 - QtiPlot grafik çizim ve analiz yazılımı

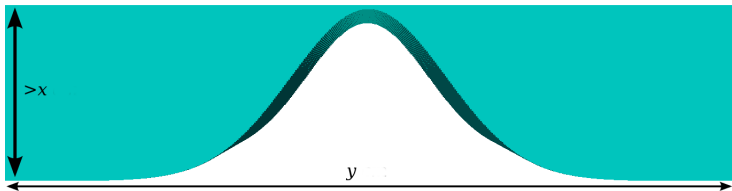
Radyasyon Ölçümleri

- Hasta masası *longitudinal* yönde sabit ve dedektörün başlangıç konumu izomerkez olmak üzere;
 - Havada,
 - Geniş ve dar *bowtie* filtre kullanılarak,
 - 140, 120, 100, 80 ve 70 *kVp* tüp potansiyelinde,
 - Sabit tüp akımı (100 *mA*) altında,
 - Sabit ışınlama süresi (1 *s*) ile,
 - Tüp saat üç yönünde park pozisyonunda,
 - Cihaz servis modundaiken hava kerma (doz) ölçümleri yapıldı.

Monte Carlo Simülasyonu



Şekil 5: Geniş *bowtie* filtre.



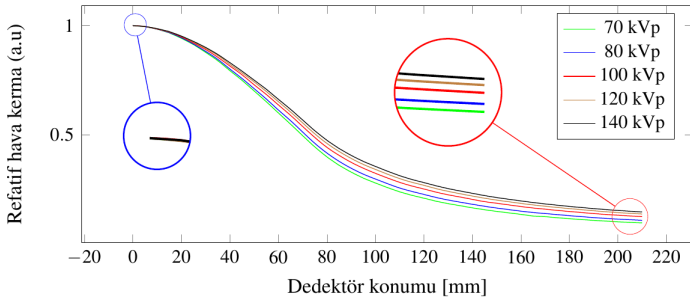
Şekil 6: Dar *bowtie* filtre.

Monte Carlo Simülasyonu

- *Bowtie* geometrisi alüminyumdan oluşturuldu.
- Geniş *bowtie* filtrenin merkez kalınlığı 0.5 mm olarak tasarlandı.
- Üretici firma tarafından sağlanan X-ışını spektrum bilgileri enerji dağılım dosyaları olarak kullanıldı.
- 2×10^8 parçacık kullanıldı.
- $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ hacimli silisyum detektör kullanıldı.
- Detektörler deney düzeneği ile aynı uzaklıklara yerleştirildi.
- *GmPSKerma* GAMOS doz hesaplama sınıfı kullanıldı.
- MC sonuçlarının istatistiksel gürültüsü %1'in altında elde edildi.

Bulgular

Radyasyon Ölçüm Bulguları



Şekil 7: Geniş *bowtie* filtre fonksiyonu

Tek yönlü ANOVA varyans testi sonucunda $p = 0.935$ ($p > 0.05$) olarak elde edilmiştir.

Sonuçlar

Ölçüm ve MC Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Tablo 1: Bütün enerji ve filtrelerde lateral profillerin trapezoidal alan hesabı sonuçları

Enerji [kVp]	Filtre Türü	Ölçüm Alan Hesabı	Monte Carlo Alan Hesabı	% Fark
140	Geniş <i>Bowtie</i>	95.881	95.503	0.396
	Dar <i>Bowtie</i>	76.550	76.140	0.538
120	Geniş <i>Bowtie</i>	93.800	91.920	2.045
	Dar <i>Bowtie</i>	74.320	73.590	0.992
100	Geniş <i>Bowtie</i>	91.150	87.870	3.733
	Dar <i>Bowtie</i>	71.450	69.670	2.555

Ölçüm ve MC Sonuçlarının Değerlendirilmesi-Devamı

Enerji [kVp]	Filtre Türü	Ölçüm Alan Hesabı	Monte Carlo Alan Hesabı	% Fark
80	Geniş <i>Bowtie</i>	87.170	80.910	7.737
	Dar <i>Bowtie</i>	67.150	64.630	3.899
70	Geniş <i>Bowtie</i>	84.500	76.040	11.126
	Dar <i>Bowtie</i>	64.410	60.540	6.392

SONUÇLAR

- ✱ Tersine yöntemle fiziksel ve kimyasal yapısı bilinmeyen *bowtie* filtre fonksiyonu (geometrisi) MC ile modellendi.
- ✱ MC ile elde edilen *bowtie* filtre fonksiyonu radyasyon ölçüm sonuçları ile karşılaştırılarak doğrulandı.
- ✱ Yüksek enerji verileri arasındaki fark düşük enerjiler arasındakinden daha az elde edildi. Düşük enerjilerdeki farkın yüksek olmasına MC'da üretilen parçacık sayısının yetersiz kalmasını ve filtrenin düşük enerjili fotonları soğurucu etkisinin sebep olduğu düşünülmektedir.
- ✱ Siemens Somatom Definition AS BT cihazı için yapılacak MC hesaplamalarına modellenen *bowtie* filtrelerin olumlu katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Kaynaklar

- [1] AAPM, *Report of AAPM Task Group 111: The Future of CT Dosimetry, Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography*, American Association of Physicists in Medicine, 2010
- [2] ICRU (2012a), *ICRU Report 87: Radiation Dose and Image-Quality Assessment in Computed Tomography*, Oxford University Press, Journal of the ICRU (2012) 12 (1)
- [3] S. Agostinelli ve ark., *Geant4-A simulation toolkit*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, Vol:506-3, 2003, p.250-303
- [4] P. Arce ve ark., *GAMOS: a GEANT4-based Easy and Flexible Framework for Nuclear Geant4 Simulations*, 2008 IEEE Proc. Nuc. Sci. Symp. Conf. Rec., 2008, p.3162-3168
- [5] Turner ve ark., *A method to generate equivalent energy spectra and filtration models based on measurement for multidetector CT Monte Carlo dosimetry simulations*. Med. Phys. 36, 2009, p.2154-2164

Teşekkürler

- * Bu araştırma DEÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Şube Müdürlüğü tarafından 2014.KB.SAG.018 sayı ile desteklenmiştir.
- * Bu araştırmaya Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) tarafından yüksek lisans bursiyerlik desteği sağlanmıştır.

Teşekkürler

- * Tez danışmanlarım Sayın Prof.Dr. Emel ADA ve Sayın Yard.Doç.Dr. Kadir AKGÜNGÖR'e ,
- * Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Başkanlığı'na,
- * Araştırma konusu kapsamında optimum bilgi desteği sunan Siemens'e,
- * Araştırma kapsamında cihaz alım sürecindeki desteklerinden dolayı Türkmet'e ve RTI'a.



İçerik

Giriş-Amaç
0000Gereç-Yöntem
000000Bulgular
000000Sonuçlar
000

Kaynaklar

Teşekkür

