

Prowess panther tedavi planlama sisteminin dozimetrik verifikasyonu ve klinik kabulün değerlendirilmesi

Dosimetric verification of prowess panter treatment planning system and the evaluation of the clinical acceptance

Ayşegül ÜNAL KARABEY,¹ Özgehan ONAY,¹ Songül KARAÇAM,² Sedat KOCA,² Gülyüz ATKOVAR²

¹Aktif Care Tıbbi Cihazlar Ltd. Şti., İstanbul;

²İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İstanbul

AMAÇ

Bu çalışmada, Prowess Panther tedavi planlama sistemine yüklenen veriler ile alınan ölçüm sonuçları karşılaştırılarak kalite kontrolünün yapılması amaçlanmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Dozimetrik ölçümler için Iba marka cc13 ve FC-65P 0.6cc (Scanditronix, Wellhofer, Almanya) model silindirik iyon odaları; Iba marka dose1 model elektrometre, RW3 katı su fantomu ve Iba RFA300 su fantomu kullanıldı. Ölçümler Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazında alındı. Kamalı ve açık alan yüzde derin doz (PDD), eksen dışı oran (OAR), değişik x, y alanlarda ve diyagonal doğrultularda profil ölçümleri Wellhofer RFA300 su fantomu kullanılarak alındı. Output ölçümleri RW3 katı su fantomunda alındı.

BULGULAR

Planlama sisteminden elde edilen kamalı ve açık alan yüzde derin doz (PDD) ve profilleri ile alınan ölçüm sonuçları Dmax, 5 cm, 10 cm, 15 cm derinlikler için karşılaştırıldı. Sonuçlar BJR kabul sınırları içerisinde %3'den küçük bulundu.

SONUÇ

Prowess Panther V5.01 planlama sisteminin yapılan kalite kontrolü sonucunda dozimetrik olarak doğruluğu kabul sınırları içerisinde.

Anahtar sözcükler: Lif geçirgenliği; profil; prowess panther tedavi planlama sistemi; output; yüzde derin doz.

OBJECTIVES

In this study, the aim was to perform quality control of the Prowess Panther treatment planning system by comparing with the measurement data.

METHODS

For dosimetric measurements, Iba brand cc13 and FC-65P 0.6cc model (Scanditronix, Wellhöfer, Germany), the cylindrical ion chambers, and Iba brand dose1 electrometer model, RW3 solid water phantom and RFA-300 water phantom, were used. Measurements were performed with Elekta Synergy linear accelerator. RFA-300 Wellhöfer profile measurements were taken using a water phantom in the wedge and open field depth dose, off-axis ratio, and different x, y and diagonal directions. Output measurements were performed with RW3 solid water.

RESULTS

Open and wedge field percentage depth dose (PDD) and profiles of the treatment planning system were compared with measurements at Dmax, 5 cm, 10 cm, and 15 cm depths. The results were within the boundaries of acceptable BJR and found less than 3%.

CONCLUSION

Based on the quality control results, the Prowess Panther v5.01 Planning System was within the boundaries of acceptable accuracy in dosimetry.

Key words: Leaf transmission; profile; prowess panther treatment planning system; output; percent depth dose.

Radyoterapide ilk basamak, teşhis edilen hastalıkla ilgili tedavi kararının verilmesidir. Tedavinin uygulanabilmesi için hasta anatomik verilerinin elde edilmesiyle birlikte tedavi planlama sistemlerine (TPS) önemli bir görev düşmektedir. Değişik tedavi planlama sistemi algoritmaları eksternal foton demetlerinin doku içinde oluşturduğu doz dağılımlarını hesaplayabilmektedir. Hesaplanan dozun doğruluğu algoritmaların yapmış olduğu yaklaşımlara ve varsayımlara bağlıdır.^[1] TPS’de volüm tanımlamaları, planın uygulanması, simülasyon, MU/zaman hesabı ve planın tedavi cihazına transferi aşamaları gerçekleştirilmektedir. Tüm bu aşamalar dikkate alındığında TPS kalite kontrolü tedavi güvenilirliği açısından son derece önemlidir. Ayrıca, tedavi planlama sisteminin kliniğe uyarlanması için yapılan kabul testleri, klinik kullanım için hazırlanması (comissioning) ve periyodik nitelik temini (quality assurance-QA) testleri dikkatle uygulanmalıdır.^[2] Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu (IAEA) 2000 yılında yayınladığı raporda radyoterapide 92 kaza ışınlanması içerisinde TPS kaynaklı olanların; TPS’nin algoritmasını tam anlamamak, uygun bir kabul testi ve QA testlerinin olmaması, bağımsız hesap kontrollerinin yapılmaması gibi nedenlerden kaynaklandığı belirtilmiştir. TPS’de farklı sebeplerle oluşabilecek herhangi bir hata TPS nedeni radyasyon kazalarına yol açabilir. Buna en yakın örnek 2000 yılında Panama’da koruma bloklarının TPS’ye tanıtılması sırasında yapılan hatanın fark edilmemesi sebebiyle yaşanmıştır. İnsan yaşamını etkileyen bu hatalar ancak TPS’nin kalite kontrolünün yapılmasıyla önlenir. Bu, tedavi güvenilirliği açısından son derece önemlidir.^[3]

Ülkemizde farklı markalarda üretilmiş tedavi planlama sistemleri kullanılmaktadır. Prowess Panther tedavi planlama sistemi ülkemizde kullanıma yeni başlanmış bir planlama sistemidir. Kliniğimizde 2011 yılında kullanımına başlanmış olan bu sistem için (IAEA) Rapor 430^[3] ve American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Radiation Therapy Rapor 40, 53 ve 23^[4-6] tarafından önerilen kalite kontrol testleri esas alınarak yüklenen verilerin doğruluğu kontrol edildi.

GEREÇ VE YÖNTEM

Tedavi planlama sistemi Prowess Panther V5.01 Siemens firması ile teknolojik işbirliği yapan Amerikan firması Prowess Inc.’in üretimidir. Prowess konformal ve IMRT planlama için iki tür algoritma kullanmaktadır. Doz hesaplama algoritmaları konformal için “*fast foton with or without effective path*”, IMRT için ise CCCS “*collapsed cone convolution superposition with or without heterogeneity*”dir. Planlama sisteminde “*Direct Aperture Optimization (DAO)*” ile IMRT planları yapılabilmektedir. DAO ile alan sayıları ve kullanılacak segment sayıları önceden sisteme girilebilir.

Prowess Tedavi Planlama Sistemi; Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı cihazı 6 MV foton enerjisi için kullanıma hazır hale getirildi. Bu amaçla aşağıdaki ölçümler yapıldı ve değerlendirildi.

Derin Doz Ölçümleri

Merkezi ekseninde açık alan derin doz ölçümleri 3x3 - 40x40 cm² alanlar ve 0-40 cm derinliklerde, kaynak fantom mesafesi 100 cm’de alındı. Bu ölçüm verileri modelleme sırasında enerji spektrumunu belirlemek amacıyla kullanıldı.

Profil Ölçümleri

Açık alan profil ölçümleri yüzde derin doz ölçümünde kullanılan alan boyutlarında, maksimum doz derinliği (d_{max}), 5, 10, 15, 20 ve 25 cm derinliklerde inplane ve crossplane doğrultularda alındı. Bu veriler penumbra ve geometrik alan dışında kontamine foton modellemesinde kullanıldı.

Açık Alan Hava Profilleri

En büyük alan boyutu olan 40x40 cm alanda alındı. Kaynak dedektör mesafesi 100 cm olacak şekilde ayarlandı. Build up cap kullanılarak diyağonal tarama yapıldı.

Output ve Kolimatör Saçılma Faktörleri

3x3 - 40x40 cm² alanlarda maksimum doz derinliğinde 100 MU ışınlama yapılarak ölçümler alındı ve 10x10 cm² alanda alınan okuma değerine normalize edilerek output faktörleri elde edildi. Bu faktörler MU hesaplamalarında kullanıldı.

MLC Geçirgenlik Faktörü

Kodak EDR2 film kullanıldı. Film lifler kapalı ve açık olarak ışınlanarak lif altı ve arası sızıntılar ölçülüp oranları alındı. Tongue ve groove genişliğini ölçmek için birbirine komşu 10 lifin sırasıyla açık ve kapalı olarak 50 MU verilerek maksimum doz derinliğinde ışınlanması sonucu elde edilen film banyo edildikten sonra Vidar Marka Dosimetry Pro Advantage model film tarayıcı ile tarandı. Omnipro IMRT yazılımı kullanılarak ölçüm sonucu elde edildi.^[7,8]

Asimetrik Alan %DD Ölçümleri

(0,5)x5, (2,5,7.5)x10, (5,10)x15 ve (7.5,12.5)x20 cm alanlarda 2.5 cm offaxiste, (0,10)x10, (2.5,12.5)x15, (5,15)x20 cm alanlarda 5 cm offaxiste su fantomunda %DD değerleri elde edildi. Elde edilen verilerin 5 cm, 10 cm ve 20 cm derinliklerdeki okumaları alındı.

Tüm ölçümler açık alanlarda alındı. Derin doz eğrileri ve profillerin eldesinde Wellhofer marka RFA300 model su fantomu 0.1 cc, cc13 Wellhofer iyon odası kullanıldı. Absolut ve rölatif output faktörleri Iba marka Dose1 model elektrometre ve Iba marka FC65P model iyon odası, RW3 katı fantom ile yapıldı. Havadaki ölçüm için iyon odasına elektron kontaminasyonunu azaltmak ve sekonder partiküller için build-up etkisi oluşturabilmek için brass cap takıldı.

Lineer Hızlandırıcı cihazı ölçüm verileri Pro-wess Panther Tedavi Planlama Sistemine cihaz kafa geometrisi, gantri, kolimatör rotasyon geometrileri, masa pozisyonları, kolimatör konfigürasyonu, blok tepsi mesafesi gibi tedavi cihazı bilgilerini de içerecek şekilde aktarıldı.

TPS tarafından hesaplanan 6 MV foton ışını verilerini kontrol etmek amacıyla aşağıdaki testler yapıldı.

1- GE marka lighspeed RT16 model 16 de-dektörlü bilgisayarlı tomografi (BT) cihazında 40x40x20 cm³ RW3 katı su fantomu tarandı. Elde edilen kesitler Pro-wess Panther 5.01 tedavi planlama sistemine aktarıldı. TPS'de aktarılan katı su fantomunda ölçümü yapılan alanlar oluşturularak derin doz eğrileri elde edildi. Aynı skalada çıktıkları

alınarak üst üste yerleştirildi ve aradaki farklılıklar ölçüldü.

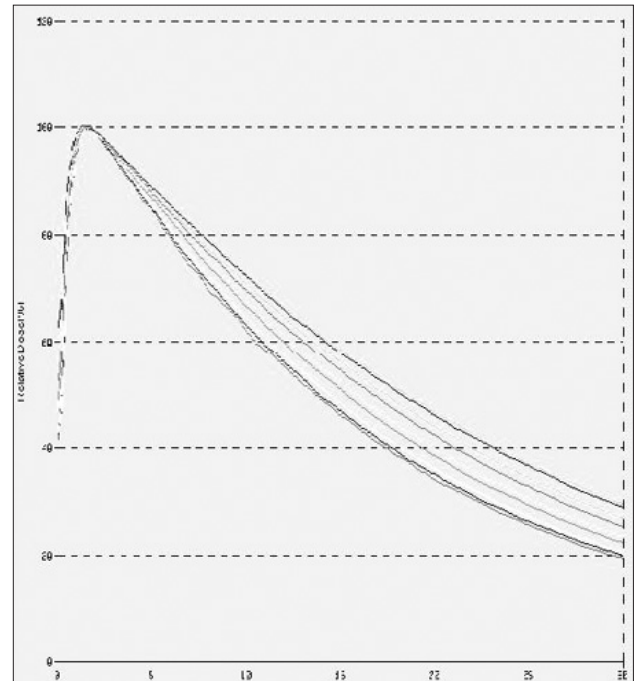
2- TPS de fantomdan yararlanarak oluşturulan açık alan profil ölçümleri, maksimum doz derinliği (dmax), 5, 10, 15, 20 ve 25 cm derinliklerde inplane ve crossplane doğrultularda alındı. Su fantomu ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırıldı.

3- TPS de oluşturulan fantomda maksimum doz derinliğinde (dmax) da, 5, 10 ve 15 cm derinlikte 10x10 cm² alanda gantry 0°, SSD=100 cm'de 100 MU doz verildi. Tedavi planlama sisteminde elde edilen absolut doz kayıt edildi. Aynı set-up koşulları cihazda oluşturuldu ve referans koşullarda TPS'de oluşturulan derinlik ve alanlar için 0.6cc Wellhofer marka silindirik iyon odası, Dose1 dozimetre ve RW3 fantom kullanılarak ölçümler alındı. Bu ölçümler TPS in bulunduğu absolut doz ile karşılaştırıldı.

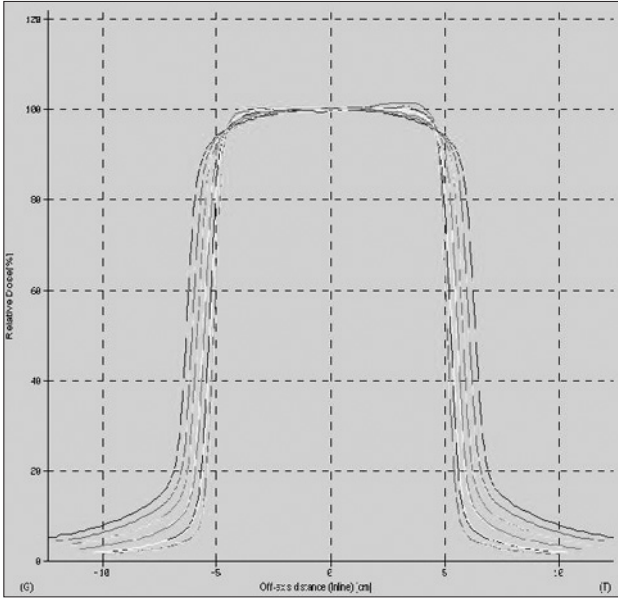
4- Su fantomunda alınan asimetrik alan %DD ları TPS de oluşturulan fantomda simüle edilerek okunan %DD larla 5 cm, 10 cm ve 20 cm derinliklerdeki sonuçları ile karşılaştırıldı.

BULGULAR

Su fantomunda yüzde derin doz ve profil ölçümleri Şekil 1 ve Şekil 2'de verildi.



Şekil 1. Su fantomu %DD grafikleri.



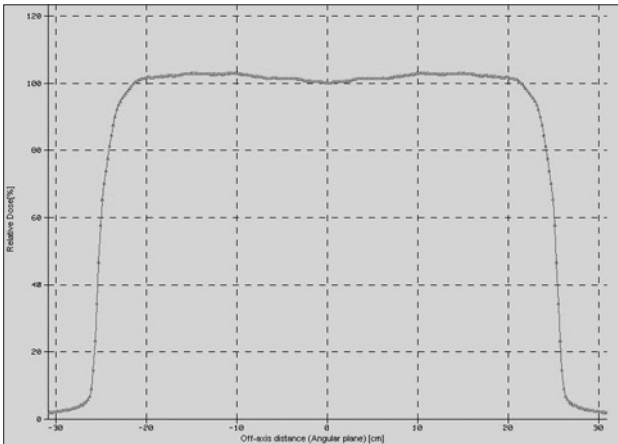
Şekil 2. Su fantomu profil grafikleri.

Tedavi planlama sistemi ışın verilerini oluşturabilmek için gerekli olan açık alan hava profili Şekil 3 'te gösterildi.

Alanlara göre output grafiği Şekil 4'te gösterildi. Şekil 4a'da, tedavi planlama sistemi algoritmasının oluşturduğu output grafiği, Şekil 4b'de ise ölçüm sonucu elde edilen output grafiği verildi.

Tongue ve groove genişliği ölçülerek yarı maksimumdaki tam genişliğin 4.3 mm olduğu saptandı (Şekil 5, 6). Lif geçirgenlik testi için ışınlanan filmde lif geçirgenliğinin %1.5 olduğu görüldü.

Su fantomu ve TPS den elde edilen %DD eğ-

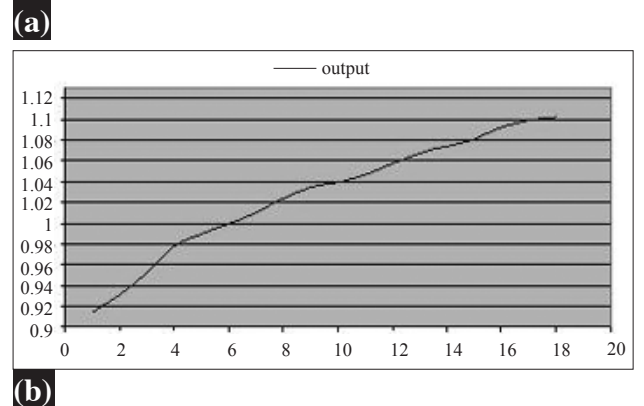
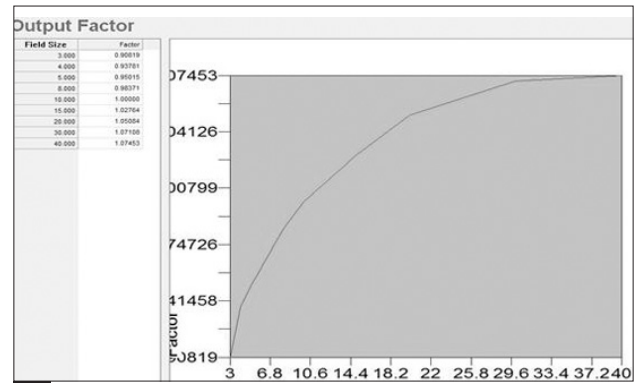


Şekil 3. Açık alan hava profili.

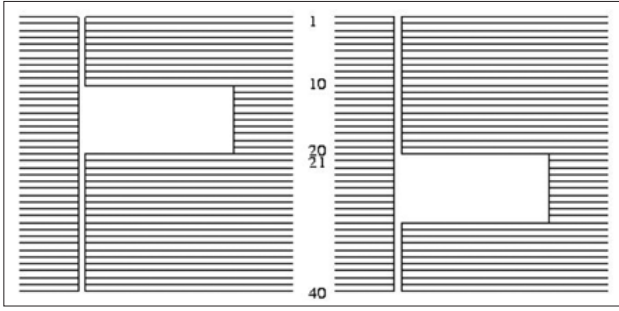
rileri 10x10 alan için Şekil 7'de verildi. Tüm alan boyutlarında en büyük farkın 10 cm'den küçük derinliklerde %2'den küçük, 10 cm'den büyük derinliklerde %1'den küçük olduğu görüldü.

TPS ve ölçüm sonuçlarından elde edilen izodoz eğrileri sistem konfigürasyonunu izin vermemesi sebebi ile aynı grafik üzerinde gösterilemedi. Bu sebeple Şekil 8'de TPS ve ölçüm izodoz eğrileri ayrı ayrı verildi. Tüm izodoz eğrilerinin manuel karşılaştırılmasında elde edilen farkın 2 mm'den küçük olduğu görüldü.

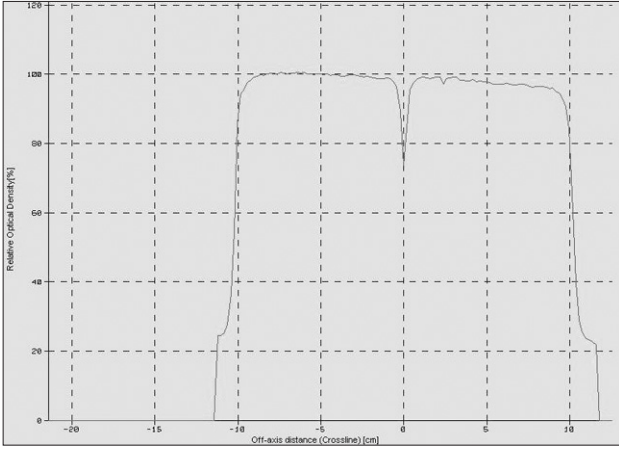
Profillere ait veriler üst üste çakıştırıldığında sapmanın en fazla alan kenarında 2 mm olduğu görüldü. Sonuçlar Şekil 9'da a) 10 cm'de da 5x5 alanda, b) 5x5 alanda dmax da karşılaştırmalı olarak verildi. TPS'de farklı derinliklerde 10x10 cm alan boyutu 100 MU verilerek ışınlandı. Elde edilen doz değerleri tedavi cihazında ölçtüğümüz değerler ile karşılaştırıldı. Absolute doz karşılaştırılmasında aradaki fark dmax'da %0.22, 5 cm'de %0.1, 10 cm'de %1.4 ve 15 cm'de %0.7 olarak hesaplandı.



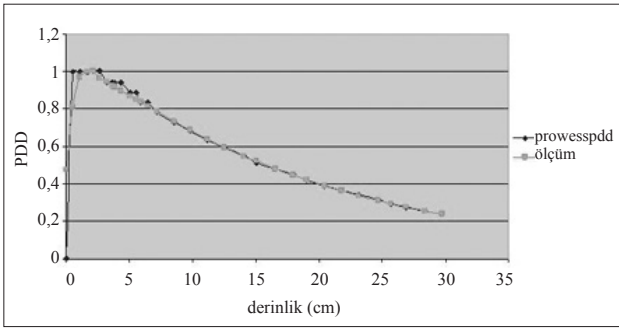
Şekil 4. (a) TPS output grafiği. (b) Ölçüm output grafiği.



Şekil 5. Tongue ve groove genişliği ölçüm düzeneği.



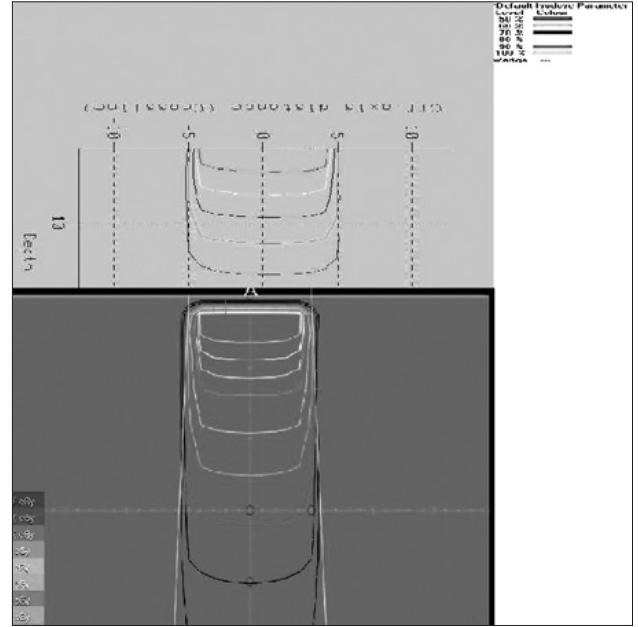
Şekil 6. Tongue ve groove etkisi grafiği.



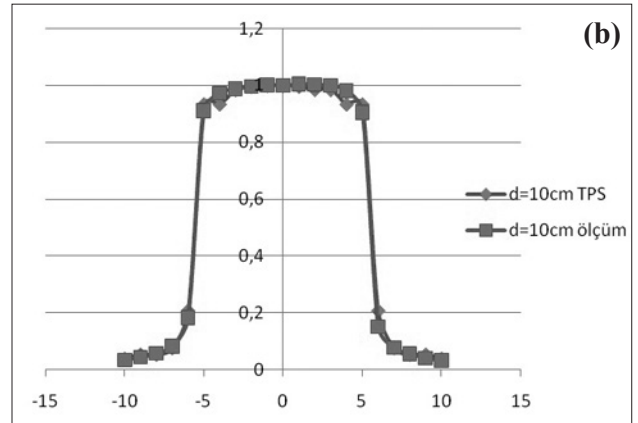
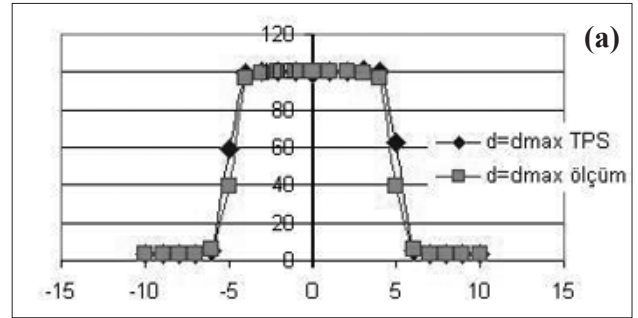
Şekil 7. TPS ve ölçüm sonucu elde edilen %DD eğrileri

Ayrıca elde edilen tedavi planlama sistemi verileri supplement BJR 25 ile de karşılaştırılarak Tablo 1’de verildi.^[9]

Asimetrik kolimatör için (0,5)x5, (2,5,7.5)x10, (5,10)x15 ve (7.5,12.5)x 20 cm alanlarda 2.5 cm offaxiste, (0,10)x10, (2,5,12.5)x15, (5,15)x20 cm alanlarda 5 cm offaxiste alınan %DD ölçüm so-



Şekil 8. TPS ve ölçüm sonucu elde edilen izodoz eğrileri.



Şekil 9. (a) d=10 cm derinliğinde TPS ve ölçüm sonucu elde edilen profil eğrisini göstermektedir. (b) d=dmax derinliğinde TPS ve ölçüm sonucu elde edilen profil eğrisini göstermektedir.

Tablo 1

TPS ve ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması ortanca, minimum ve maksimum değerleri

Derinlik (cm)	6 MW	Ölçüm	Fark (%)	BJR
Dmax	99.9	100.1	0.22	100
5	87	86.9	0.1	86.9
10	68.3	67.4	1.4	87.5
15	52.3	51.9	0.7	51.7

nuçları TPS'den elde edilen veriler ile karşılaştırıldı. Sonuçlar 5 cm, 10 cm ve 20 cm derinliklerde karşılaştırmalı olarak Tablo 2'de gösterildi. TPS ve su fantomundan elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında aradaki fark 5 cm derinlik için en fazla %0.8, 10 cm derinlik için en fazla %1.6, 20 cm derinlik için en fazla %2.2 olarak bulundu. Bulunan sonuçlar literatürlerden elde edilen sonuçlarla karşılaştırıldı.^[10]

TARTIŞMA

Kalite kontrol testlerinde en önemli referans TPS kurulduktan sonra ve klinik kullanıma geçilmeden önce yapılan kabul testleridir. Yapılacak testlerin planlama sisteminin tüm hesap algoritmalarını içermesi önemlidir. Ayrıca, tedavi cihazı-

na ait yüklenen ışın bilgilerinin tüm enerjiler için çıktılarının alınması ve kayıt edilerek muhafaza edilmesi daha sonra yapılacak olan kalite kontrol testleri için oldukça önemlidir.^[11]

Amin ve ark.^[12] bu amaçla yaptıkları çalışmada tedavi planlama sistemine yükledikleri foton ışın verilerini ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırarak verifikasyonunu yapmışlardır. Yapılan output ölçümleri sonucunda normalize edilerek hesaplanan output faktörü için ölçülen ve hesaplanan arasında fark $\pm\%0.4$ olarak bulunmuştur. Bizim yaptığımız ölçümlerde açık ve 4 cm'den büyük alanlar için fark %1.2 bulunmuştur. Aynı çalışmada derin doz ve doz profillerinde tüm yönlerde %1'den küçük fark olduğu bildirilmiştir. Ancak, build up bölgesinde 10x10 alandan büyük alanlar için %2-3 doz farkı, 10x10'dan küçük alanlar için %3-9 doz farkı bulunmuşlar, bu fark 7x7'den küçük alanlarda %5 üzerine çıkmaktadır. Build up bölgesinde oluşan bu farkın 0.1 cc'lik iyon odası kullanılması sebebiyle olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda derin doz ve doz profillerinde 10x10 alanda alan kenarlarında %2, alan içerisinde ise %1'den küçük fark olduğu görülmüştür.

Ahnesjo ve ark.nın^[13] beş farklı alanda yapmış oldukları output karşılaştırmalarında %1'den küçük doz farkı bulmuşlardır.

Hansson ve ark.^[14] 6MV ve 15 MV için çalışma yapmışlar ve 3D TMS-Radix from HELAX AB,

Tablo 2

Asimetrik alanlarda, TPS ve ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması

Derinlik (cm)	(0.5)x5 (cmxcm)			(2.5,7.5)x10 (cmxcm)			(5,10)x15 (cmxcm)		
	Ölçülen	TPS	% fark	Ölçülen	TPS	% fark	Ölçülen	TPS	% fark
5	84.40	84.42	0.02	86.72	87.40	0.78	86.60	86.98	0.32
10	64.40	63.36	1.64	67.10	67.62	0.77	68.11	67.15	1.43
20	35.60	35.30	0.85	39.40	40.30	2.23	41.44	41.60	0.39
Derinlik (cm)	(0.10)x10 (cmxcm)		% fark	(2.5,12.5)x15 (cmxcm)		% fark	(5,15)x20 (cmxcm)		% fark
5	86.50	86.40	0.12	86.66	86.51	0.17	87.12	87.12	0.00
10	66.11	66.14	0.05	67.40	67.91	0.76	69.10	69.40	0.43
20	38.70	38.21	1.28	41.12	41.55	1.05	42.73	42.88	0.35

(Uppsala, Sweden) tedavi planlama sistemi ile ölçüm sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Ölçüm sonuçları ile tedavi planlama sistemi arasındaki doz farkını %3'ten küçük bulmuşlardır.

Deshpande ve ark.^[15] yaptıkları çalışmada tps ve lineer hızlandırıcı cihazı ölçümlerini karşılaştırmak için Kodak EDR2 film kullanmışlardır. Çalışmada ilgili derinliklere film yerleştirilmiş ölçüm ve planlama arasında %3'ten az fark bulmuşlardır.

Slessinger ve ark.^[16] yaptığı çalışmaya göre, asimetrik alanlardaki %DD'lardan elde ettikleri, 4, 10 ve 20 cm derinlikteki doz değerleriyle planlama sonuçları arasında en fazla %1.2 fark bulmuşlardır. Çalışmamızda asimetrik alanlardan elde ettiğimiz en büyük fark, 5x5 alanda 20 cm derinlikte %2.2 olarak bulunmuştur.

Tedavi planlama sistemi verileri tam ve doğru olarak ölçülmelidir. Dozimetrik testler sonucunda tedavi planlama sistemi ile ölçüm sonuçları arasında kabul edilebilir farklılıklar gözlenmiştir. Ölçüm ve hesaplama mutlak doz verileri arasındaki farkın AAPM Task Group 53'te %3'den fazla olmaması gerektiği belirtilmiştir. Bizim bulduğumuz sonuçlarda da farklılık %3'den küçüktür.

Sadece temel ölçüm datalarının kontrolünü yaptığımız bu çalışmada Prowess TPS'nin hasta tedavisi için kabul sınırları içerisinde olduğu görülmüştür.

KAYNAKLAR

- Butts JR, Foster AE. Comparison of commercially available three-dimensional treatment planning algorithms for monitor unit calculations in the presence of heterogeneities. *J Appl Clin Med Phys* 2001;2(1):32-41.
- Park SK, Kim CJ, Ahn KJ, Cho SJ, Kim JK, Lim S, et al. Dosimetric Verification and Commissioning of the PrecisePlan in Pusan Paik Hospital. *IFMBE Proceedings* 2007;14(3):2033-6.
- Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer international atomic energy agency technical reports series No:430, IAEA Teknik Rapor Seri No:430.)
- Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994;21(4):581-618.
- Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998;25(10):1773-829.
- American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 23 "Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification" American Institute of Physics, New York ISBN 1-56396;1995;543-8
- Haryanto F, Fippel M, Bakai A, Nüsslin F. Study on the tongue and groove effect of the Elekta multileaf collimator using Monte Carlo simulation and film dosimetry. *Strahlenther Onkol* 2004;180(1):57-61.
- Sykes JR, Williams PC. An experimental investigation of the tongue and groove effect for the Philips multileaf collimator. *Phys Med Biol* 1998;43(10):3157-65.
- British Journal of Radiology Supplement 25: Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy;1996.
- Loshek DD, Keller KA. Beam profile generator for asymmetric fields. *Med Phys* 1988;15(4):604-10.
- Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol* 2001;60(2):191-201.
- Amin AE, Meir HM. Verification of photon beam data calculated by a treatment planning system based on pencil beam model. *Journal of Egyptian Nat Cancer Inst* 2001;13(1):57-62.
- Ahnesjö A, Knöös T, Montelius A. Application of the convolution method for calculation of output factors for therapy photon beams. *Med Phys* 1992;19(2):295-301.
- Hansson H, Björk P, Knöös T, Nilsson P. Verification of a pencil beam based treatment planning system: output factors for open photon beams shaped with MLC or blocks. *Phys Med Biol* 1999;44(9):N201-7.
- Deshpande S, Sathiyarayanan VK, Bhangle J, Swamy K, Basu S. Dosimetric and QA aspects of Konrad inverse planning system for commissioning intensity-modulated radiation therapy. *J Med Phys* 2007;32(2):51-5.
- Slessinger ED, Gerber RL, Harms WB, Klein EE, Purdy JA. Independent collimator dosimetry for a dual photon energy linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27(3):681-7.