

Radyoterapide kullanılan immobilizasyon sistemlerinin doz dağılımına etkisinin belirlenmesi ve tedavi planlama algoritma hesaplarının ölçümlerle karşılaştırılması

Determination of the effect of immobilization systems used in radiotherapy on dose distribution and comparison of these measurements with treatment planning algorithm calculations

Humeyra Zeynep KURU,¹ Emin TAVLAYAN,² Nezahat OLACAK,² Deniz YALMAN,² Bülent Arif ARAS²

¹Aydın Devlet Hastanesi, Anesteziyoloji ve Reanimasyon Kliniği, Aydın;

²Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Tıbbi Radyofizik Bölümü, İzmir

AMAÇ

Pleksiglas eğik meme sabitleyicisi (EMS) ile vakumlu yatakların doz dağılımına etkisini belirlemek, tedavi planlama sistemi hesaplarının doğruluğunu araştırmaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM

EMS ile vakumlu yataklar, katı ve su fantomu üzerine yerleştirilerek farklı kalınlık ve hava boşlukları için ölçümler yapılmıştır. Katı fantom düzeneklerinin tomografileri tedavi planlama sistemine aktarılarak, dozlar hesaplanmıştır.

BULGULAR

10, 15 ve 20 mm pleksiglas kalınlığı için 5 cm derinlikteki dozda sırasıyla %2.6, %3.9 ve %5.5 azalma olduğu saptanmıştır. TPS hesaplarıyla arasındaki fark %1'dir. Vakumlu yatak kullanıldığında doz en fazla %1.5 azalmıştır. Vakumlu yatak ölçümleriyle TPS hesapları arasında ortalama %0,1'lik fark bulunmuştur. Kalınlık arttıkça cilt dozunun arttığı belirlenmiştir. Hava boşluklarının doza etkisi incelendiğinde artan hava boşluğu ile TPS doz hesabında %6.3'e kadar azalma olduğu belirlenmiş ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

SONUÇ

EMS kullanıldığında hasta, ışın huzmesi pleksiglas kısımlarından geçmeyecek şekilde konumlandırılmalı, olmuyorsa BT'si üzerinden hesaplama yapılmalıdır. Vakumlu yatak kullanıldığında yatak kalınlığı arttıkça cilt dozunun artacağı göz önünde bulundurulmalıdır.

Anahtar sözcükler: Eğik meme sabitleyicisi; hava boşlukları; tedavi planlama algoritmaları; vakumlu yatak.

OBJECTIVES

We aimed to investigate plexiglass breast board (BB) and vacuum bed (VB) effects on dose distribution and reliability of treatment planning system (TPS) calculations.

METHODS

Measurements were performed by placing BBs and VBs of varying thicknesses and air gaps onto water and solid phantoms. CT scans of the solid phantom mechanism were transferred to TPS for dose calculation.

RESULTS

2.6%, 3.9% and 5.5% dose decreases were observed for 10, 15 and 20 mm plexiglass at 5 cm depth. Maximum dose decrease was 1.5% for VB. TPS calculations were within 1% for both systems. Skin dose increased in accordance with thickness. A maximum 6.3% difference was found between calculation and measurements for increasing air gaps, but the differences were not statistically significant.

CONCLUSION

BB must be positioned so as to avoid beam entry. Otherwise, it must be included into the CT scan for better calculation. If using VBs, it must be considered that skin doses increase with thickness.

Key words: Breast board; air gaps; treatment planning algorithms; vacuum bed.

Radyoterapi sırasında belirlenen dozun hastaya doğru bir şekilde verilebilmesi ve planlanan doz dağılımının elde edilebilmesi için hastaya uygun pozisyonun verdirilmesi, hasta hareketlerinin en aza indirgenmesi ve hastanın her zaman aynı pozisyonda tedaviye alınması gerekmektedir. Tümör hacminin bir kısmının ya da tamamının eksik doz alması lokal nüklere ve sonuçta ölüme sebep olabilirken tümöre komşu organın bir kısmının veya tümünün tolerans dozunun üzerinde doz alması hastanın hayatını tehdit eden veya yaşam kalitesini bozan ciddi komplikasyonlara yol açabilir. Radyoterapinin başarısı tüm bunlara dikkat edilerek yapılan iyi bir tedavi planlamasının yanı sıra planlanan tedavinin tüm süreç boyunca, her seansta ne ölçüde aynı doğrulukta verildiğine bağlıdır. Tedavinin doğruluğu için, planlama ve tedavi süresi boyunca tüm adımlar dikkate alınmalıdır. Tedavinin doğruluğu birbirinden farklı, ancak birbiriyle ilişkili geometrik doğruluk ve dozimetrik doğruluk olarak iki kısma ayrılabilir.^[1] IPEM (Institution of Physics and Engineering in Medicine) raporu sıklıkla tümör kontrolünde absorbe dozda %10'luk farkın ortaya çıkabileceğini ve yaklaşık %7'lik farkla normal doku reaksiyonlarının görülebileceğini bildirmektedir.^[2] \pm %5 tolerans seviyesi ile tedavi sonu kontrolü için, hedef hacimdeki ortalama dozun standart sapması en fazla %3 olmalıdır.^[2,3] Klinik ve radyobiyolojik olarak belirlenen noktada %95'lik güven derecesi için, ICRU'nun 24 numaralı raporunda, radyoterapi hedef hacmi için absorbe dozdaki sapmanın %5 veya daha iyi bir doğrulukta olması tavsiye edilir. Bu da tedavi planlaması ve tedavi adımlarının her biri için standart sapmanın %2,5'dan daha iyi olması anlamına gelmektedir.^[4]

Tedavi boyunca hasta pozisyonunun bozulması ve her tedavide aynı pozisyonun sağlanması için iyi bir sabitleme yapılmalıdır. Bu sırada hasta konforunun da göz önünde bulundurulması gereklidir. Hastanın yaşı, genel sağlık durumu, tedavi tekniği hastanın konforunu etkileyen faktörlerdir. Simülasyon işlemi ve tedavi sırasında hastanın hem uygun pozisyonda yatmasını, hem de hareket etmesini önleyecek maske, vakumlu yatak, boyunluk, eğik meme sabitleyicisi, dizaltı destekleri gibi hastaya özgü sabitleme gereçleri kullanılmaktadır. Sabitleme gereçleri hastanın ışınlanacak bölgesi-

nin özelliğine göre seçilir ve tüm tedavi süresince kullanılır. Sabitleme gereçlerinin kullanılan ışının kalitesini değiştirmeksizin yeterli dayanıklılık ve sertlikte olması istenir. Maksimum radyo geçirgenlik sağlamak için bu gereçlerin yapımında sıklıkla köpük veya karbon fiber/köpük karışımı gibi düşük yoğunluklu malzemeler kullanılır. Ancak bazı durumlarda sabitleme gereçlerini tedavi masasına tutturmak, menteşe noktalarını ayarlamak ve sertlik sağlamak için solid karbon fiber veya plastik gibi kısımlar da eklenmektedir. Eğer sabitleme gereci yeterince radyo geçirgen değilse, yoğunluğu ve kalınlığı her yerde eşit değilse veya fotonlar sabitleme gerecinin oluşturduğu hava boşluğuyla karşılaştıktan sonra hastaya ulaşıyorsa tedavi planlama sisteminin algoritma hesaplarında yanlışlıklar olabilir. Sabitleme gereçlerinin fiziksel özellikleri tedavi planlama sisteminde doz hesaplarına dahil edilirse daha doğru bir doz dağılımı elde edilebilir.^[5]

Bu çalışmanın amacı radyoterapide kullanılan hasta sabitleme gereçlerinden yüksek yoğunluklu materyalden yapılmış olan ve içinde hava boşluğu bulunduran eğik meme sabitleyicisi ile düşük yoğunluklu materyalden yapılmış farklı kalınlıklardaki vakumlu yatakların doz dağılımına etkisini belirlemek ve ölçümleri tedavi planlama sisteminin algoritma hesapları ile karşılaştırmaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM

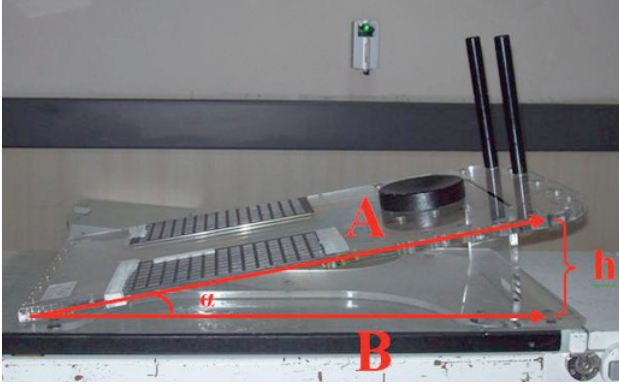
Eğik Meme Sabitleyicisi İçin Yapılan Ölçümler

Eğik meme sabitleyicisinde konumlandırılmış hastalarda arka alan (aksilla) kullanıldığında istenmeyen iki durum söz konusu olabilir. Bunlar:

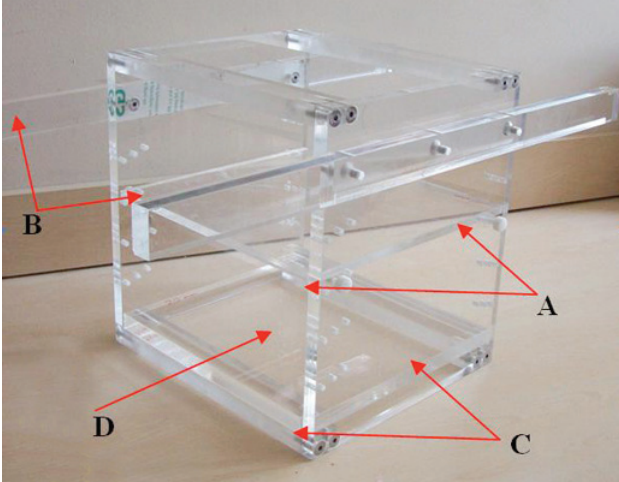
A- Işının sadece eğik arka destek bölgesinden geçip hastaya ulaştığı durum,

B- Işının önce taban bölgesinden, sonra hava boşluğundan, daha sonra da eğik arka destek bölgesinden geçip hastaya ulaştığı durumdur.

Bu istenmeyen durumların doza etkisini incelemek için ölçümlerde kullanılmak üzere Şekil 1'deki eğik meme sabitleyicisine eşdeğer olan taşıyıcı düzenek, pleksiglas levhalar arasında ayarlanabilen hava boşlukları oluşturabilmek için tasarlanmıştır (Şekil 2). Taşıyıcı düzenek ayrıca su



Şekil 1. Çalışmada kullanılan eğik meme sabitleyicisi. A: Eğik arka destek bölgesi, B: Taban. α açısı hastaya göre değişmekte olup değişen açı değerleri için h: Hava boşluğu 5-20 cm arasındadır.



Şekil 2. Çalışmada kullanılan taşıyıcı düzenek. A: Hareket edebilir taşıyıcı pimler-çapı 5 mm; B: Su fantomu üzerinde düzeneği sabit tutan kollar; C: Altta levhayı tutan sabit kollar; D: Pimlerin yerleştirildiği delikler.

Renkli şekiller derginin online sayısında görülebilir. (www.onkder.org)

fantomu ölçümlerinde, vakum yatağının su yüzeyinde sabit kalabilmesi için de kullanılmıştır.

Taşıyıcı düzenek yoğunluğu $@1.1 \text{ g/cm}^3$ olan pleksiglas levhalardan yapılmıştır. 30x30 cm boyutlarındaki levhaların sığabilmesi için düzenek boyutları 30,5x30,5 cm olarak belirlenmiştir. Farklı hava boşlukları oluşturabilmek için düzeneğin yan yüzeyleri üzerine alttaki sabit tutucu ayaklardan uzaklığı 60, 65, 70 mm; 110, 115, 120 mm; 160, 165, 170 mm; 210, 215, 220 mm olan çapı 5 mm'lik toplam 48 delik açılmıştır (Şekil 2). Pimler isteni-

len hava boşluğu seviyesine taşınarak levhalar arası boşluk ayarlanmıştır. Ayrıca 30x30 cm boyutlarında kalınlığı 10 mm'lik 2 tane, 15 mm'lik 1 tane ve 20 mm'lik 1 tane pleksiglas levha kullanılmıştır.

Planlama Sistemi Hesaplamaları

İlk önce, fantom yüzeyi boş ve iyon odası 5 cm derinlikte iken iyon odası merkez seçilerek (+80 mm) - (+30 mm) arası 5 mm'lik, (+30 mm) - (-30 mm) arası 3 mm'lik ve (-30 mm) - (-80 mm) arası 5 mm'lik kesitlerle BT çekilmiştir. Daha sonra fantomların üzerine taşıyıcı düzenek yerleştirilmiş, I. levhanın kalınlığı ve II. levhanın yeri değiştirilerek farklı kalınlık ve farklı hava boşlukları oluşturulup BT çekimi yapılmıştır (Şekil 3).

BT çekimleri

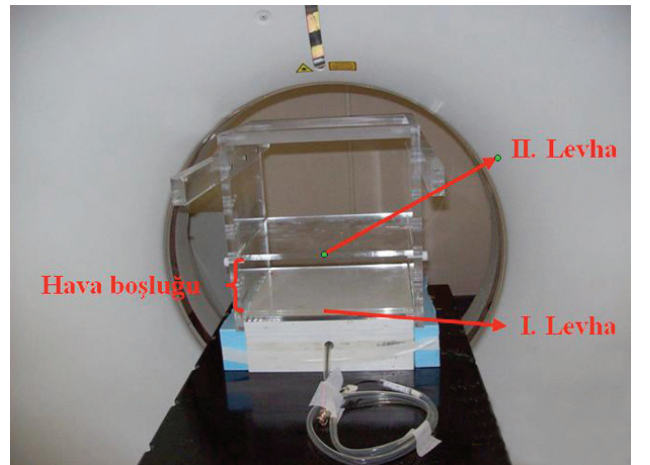
1. Fantom yüzeyi boş iken

A- Işının sadece eğik arka destek bölgesinden geçip hastaya ulaştığı durum;

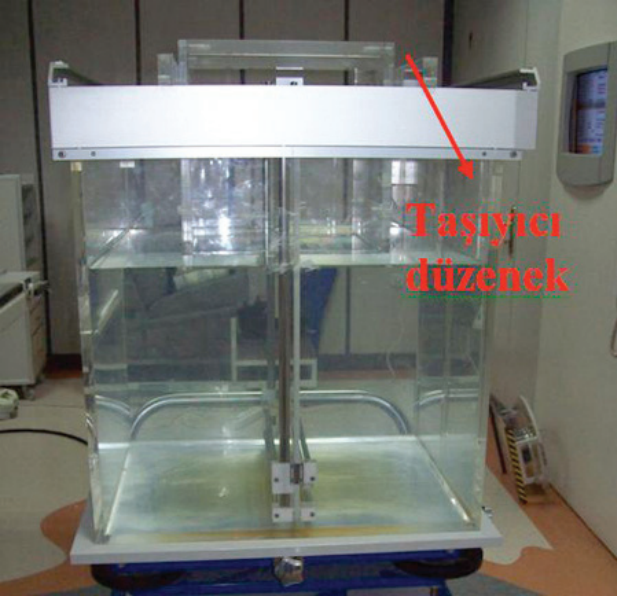
2. Fantom yüzeyine 10, 15 ve 20 mm'lik pleksiglas levha konularak,

B- Işının önce taban bölgesinden, sonra hava boşluğundan, daha sonra eğik arka destek bölgesinden geçip hastaya ulaştığı durum;

3. Fantom yüzeyinin I. kısmına 10,15 ve 20 mm'lik pleksiglas levhalar konup arada 50,100, 150 ve 200 mm'lik hava boşlukları oluşturularak



Şekil 3. Pleksiglas levhalar için BT çekim düzeneği (düzenek fantom üzerine yerleştirilmiştir, fantom üzerinde aralarında 150 mm'lik hava boşluğu olan 10 mm'lik iki pleksiglas levha bulunmaktadır).



Şekil 4. Eğik meme sabitleyicisi için su fantomu ölçüm düzeneği.

Renkli şekiller derginin online sayısında görülebilir. (www.onkder.org)

düzeneğin II. kısmına 10 mm'lik levha yerleştirilerek toplam 16 farklı şekilde yapılmış ve tedavi planlama sistemine aktarılmıştır. Planlama için önce iyon odası konturu girilmiş, merkez iyon odası ve eşmerkez (0,+5,0) fantom yüzeyi seçilmiştir (SAD=105 cm iyon odasında). 6 MV enerjide, 10x10 cm² alan boyutları için 100 MU verilerek

planlama yapılmıştır. Her durum için iyon odası dozu kaydedilmiş, pleksiglas levha kalınlığı ve değişen hava boşluğu miktarı ile dozdaki değişim miktarı elde edilmiştir.

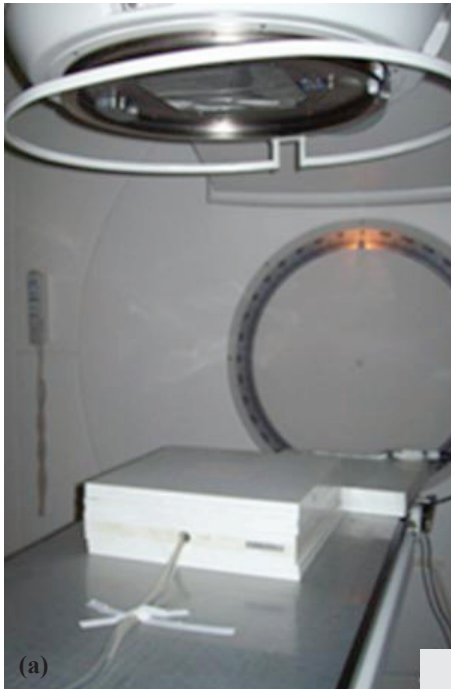
İyon Odası Ölçümleri

10x10 cm²'lik alan boyutları için 5 cm derinlikte (SAD=105 cm), RW3 katı fantomlar kullanılarak ilk ölçüm fantom yüzeyi boşken yapılmış, sonra fantom üzerine taşıyıcı düzenek yerleştirilmiştir. 10, 15, 20 mm'lik pleksiglas levhalar için 0, 50, 100, 150, 200 mm'lik hava boşlukları oluşturularak toplam 16 farklı ölçüm yapılmıştır.

Su Fantomu Ölçümleri

Farklı pleksiglas kalınlıklarının ve hava boşluklarının derin doz değerlerindeki etkilerini göstermek için su fantomu kurulmuştur. 10x10 cm²'lik alan ve 6 MV'lik foton enerjisi kullanılmıştır. Su fantomunun üzerine taşıyıcı düzenek yerleştirilmiş ve alttaki levha ile su yüzeyi arasında hava boşluğu kalmayacak şekilde, istenilen seviyeye kadar su ile doldurulmuştur (Şekil 4).

Öncelikle referans (düzenek yok iken) derin doz ölçümü yapılmıştır. Derin doz taraması 200 mm derinlikten 5 mm derinliğe kadar 1 mm'lik aralıklarla yapılmıştır. Her ölçümde su yüzeyinde



Şekil 5. Katı fantomla vakumlu yatak için iyon odası ölçümleri. (a) İyon odası 5 cm derinlikte, (b) fantom yüzeyinde 2 cm'lik vakumlu yatak mevcuttur.

Renkli şekiller derginin online sayısında görülebilir. (www.onkder.org)

SSD 100 cm'dir. BT ve iyon odası ölçüm düzeneğinin aynısı oluşturulup 16 farklı derin doz eğrisi elde edilmiştir.

Vakumlu Yatak İçin Yapılan Ölçümler

İyon Odası Ölçümleri

Ölçümlerde kliniğimizde bulunan en küçük ebatlardaki 40x70 cm²'lik vakumlu yatak kullanılmıştır. Havası alınmış hali ile yoğunluğu @0,1 g/cm³'tür.

Ölçümler 10x10 cm²'lik alan boyutları için 5 cm derinlikte (SAD=105 cm), 6 MV'luk foton enerjisi ve RW3 katı fantomlar kullanılarak yapılmıştır (Şekil 5).

İlk ölçüm fantom üzerinde vakumlu yatak yok iken yapılmış, sırasıyla fantom üzerine 2 cm, 5 cm ve 8 cm kalınlığında ayarlanmış vakumlu yatak yerleştirilerek aynı şartlarda ölçüm yapılmıştır (Şekil 6).

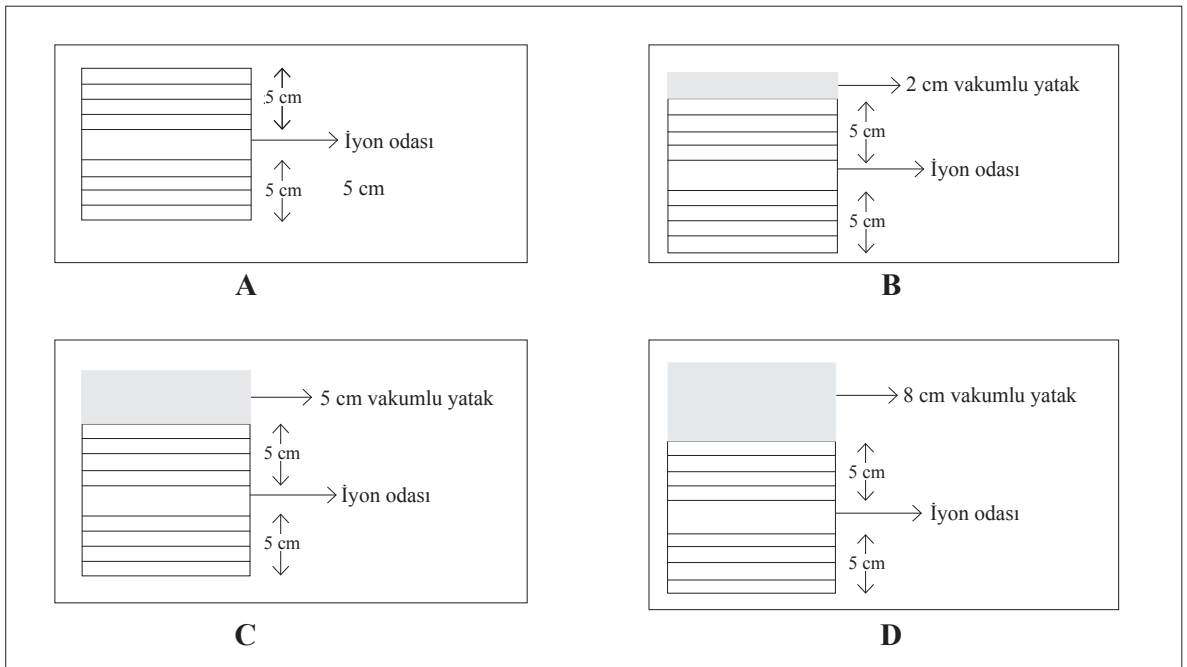
Planlama Sistemi Hesaplamaları

İyon odası ile yapılan ölçüm düzeneklerinin aynısı kurulmuştur. İyon odası merkez seçilmiş, merkezi eksen bölgesi (+30 mm) - (-30 mm) arası 3

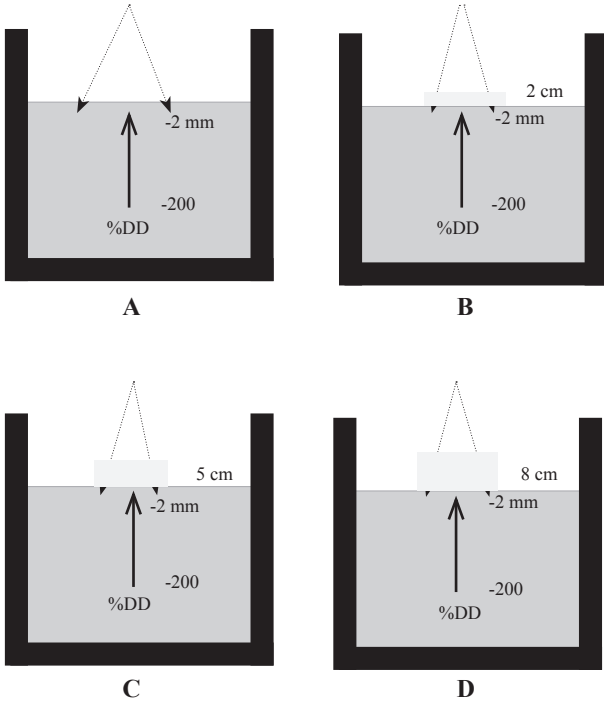
mm'lik kesitler, diğer bölgelerden (+80 mm) - (+30 mm) arası ve (-30 mm) - (-80 mm) arası 5 mm'lik kesitler alınarak önce Şekil 6a'daki düzeneklerin BT'si çekilmiş, daha sonra ölçüm düzeneğinin üzerine sırasıyla 2 cm, 5 cm ve 8 cm'lik vakumlu yatak konularak aynı kesitler bütün yatak kalınlıkları için alınmıştır. Tüm BT kesitleri tedavi planlama sistemine aktarılmış, önce iyon odası konturu çizdirilmiş, görüntü merkezi olarak iyon odasının aktif hacminin orta noktası seçilmiş ve planlama eşmerkezi fantom yüzeyine yerleştirilmiştir (0, +5, 0). 6 MV enerjide, 10x10 cm² alan boyutları için 100 MU verilerek planlama yapılmıştır.

Su Fantomu Ölçümleri

Farklı vakumlu yatak kalınlıklarının derin doz değerlerindeki etkilerini göstermek için su fantomu kurulmuştur. Öncelikle 6 MV foton ışını kullanılarak 10x10cm²'lik alan için referans (vakumlu yatak yerleştirilmeden) derin doz ölçümü yapılmış, daha sonra su yüzeyine arada hava boşluğu kalmayacak şekilde sırasıyla 2 cm, 5 cm, 8 cm kalınlığında vakumlu yatak yerleştirilerek derin doz ölçümleri yapılmıştır (Şekil 7). Derin doz taraması 200 mm derinlikten 2 mm derinliğe kadar 1 mm'lik



Şekil 6. Vakumlu yatak için katı fantomla ölçüm düzeneği. A: Vakumlu yatak yok iken; B: 2 cm vakumlu yatak; C: 5 cm vakumlu yatak; D: 8 cm vakumlu yatak yerleştirilmiş.



Şekil 7. Vakumlu yatak için su fantomu ölçüm düzeneği. A: Su fantomu yüzeyi boş; B: 2 cm'lik vakumlu yatak; C: 5 cm'lik vakumlu yatak; D: 8 cm'lik vakumlu yatak varken.

aralıklarla yapılmıştır. Her ölçümde su yüzeyinde SSD 100 cm'dir.

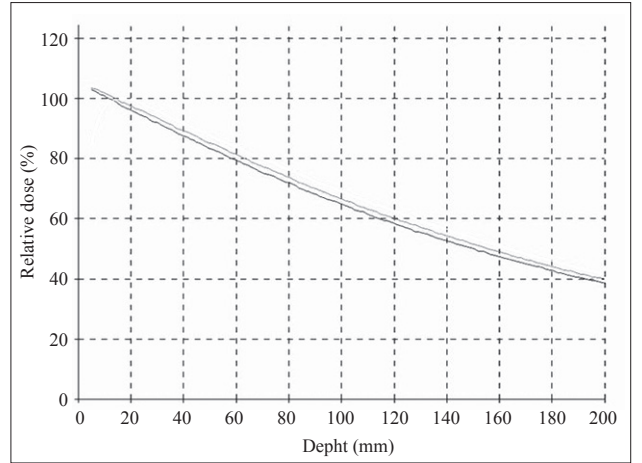
BULGULAR

İşının Sadece Meme Sabitleyicisinin Eğik Arka Destek Bölgesinden Geçtiği Durum İçin Yapılan Ölçümlerin Sonuçları

İyon Odası Ölçüm Verileri ve TPS Hesap Sonuçları

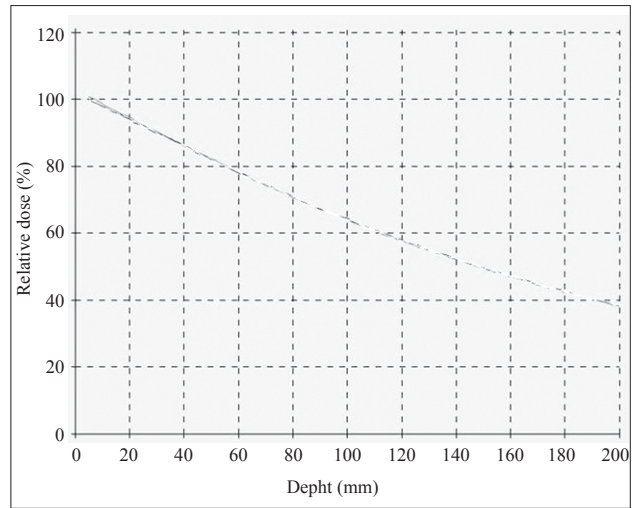
Eğik meme sabitleyicisinde ışının sadece meme sabitleyicisinin eğik arka destek bölgesinden geçtiği durum için 5 cm derinlikte yapılan iyon odası ölçümleri ve TPS ile elde edilen doz değerleri Tablo 1'de verilmiştir. İyon odası ölçümleriyle karşılaştırma yapabilmek için referans (fantom üzeri boş) TPS hesap değeri %100'e normalize edilmiştir.

İyon odası ölçümleri ile TPS hesapları arasında 10 mm'lik pleksiglas levha için -%0,5; 15 mm'lik levha için -%0,9 ve 20 mm'lik levha için -%1 kadar doz farkı bulunmuştur. TPS hesapları ile iyon odası ölçüm verileri arasındaki farkın %2,5'lük tolerans



Şekil 8. Su ve farklı kalınlıktaki pleksiglas levhalar için %DD grafikleri.

- Boş su, $D_{max}=16$ mm
- Su yüzeyinde 10 mm'lik pleksiglas levha varken
- Su yüzeyinde 15 mm'lik pleksiglas levha varken
- Su yüzeyinde 20 mm'lik pleksiglas levha varken



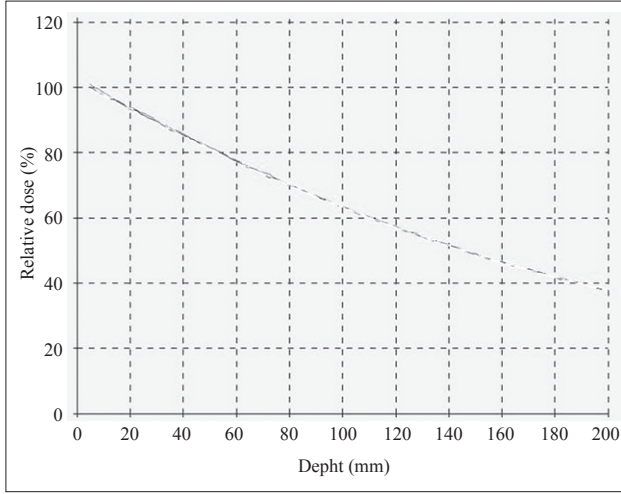
Şekil 9. 10 mm'lik levha + farklı hava boşlukları + 10 mm'lik levha için %DD grafikleri.

sınırının altında olması iyon odası verileri ile TPS hesaplarının uyumlu olduğunu göstermektedir.

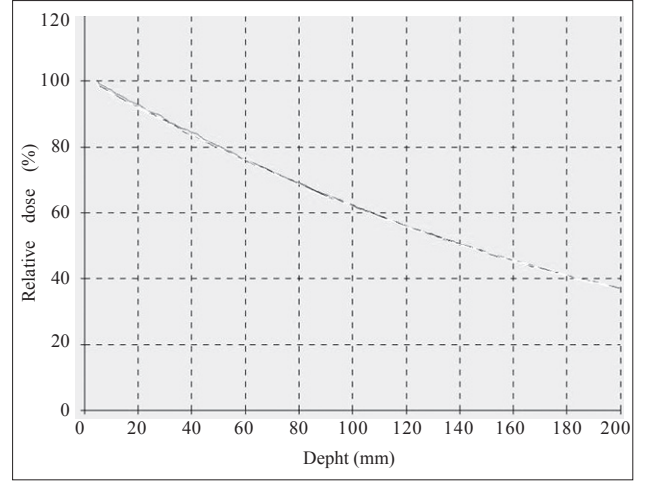
İyon odası ölçüm verilerinden görüldüğü gibi pleksiglas levha kalınlığının artması ile dozda lineer bir azalma olmuştur. Doz 10, 15 ve 20 mm'lik levha kullanımı ile sırasıyla %2,6; %3,9 ve %5,5 azalmıştır.

Su Fantomu Ölçüm Verileri

İşının sadece meme sabitleyicisinin eğik arka



Şekil 10. 15 mm'lik levha + farklı hava boşlukları + 10 mm'lik levha için %DD grafikleri.



Şekil 11. 20 mm'lik levha + farklı hava boşlukları + 10 mm'lik levha için %DD grafikleri.

destek bölgesinden geçtiği durumda su, 10 mm, 15 mm ve 20 mm'lik pleksiglas levhalar için 6 MV enerjide bazı derinliklerdeki %DD (derin doz) değişimleri Şekil 8'de verilmiştir.

6 MV enerjide su %DD değerleri referans alınarak farklı pleksiglas kalınlıkları için %DD değerleri SPSS V.15.0 programında tekrarlayan ölçümler için varyans analiziyle değerlendirilmiş ve ikili karşılaştırmalar “Bonferroni” testi ile yapılmıştır,

pleksiglas levha kalınlığının artmasıyla dozda istatistiksel anlamlı azalma gözlenmiştir (Tablo 2).

İşınım Önce Meme Sabitleyicisinin Taban Bölgesinden, Sonra Hava Boşluğundan, Daha Sonra Eğik Arka Destek Bölgesinden Geçip Hastaya Ulaştığı Durum İçin Yapılan Ölçümlerin Sonuçları

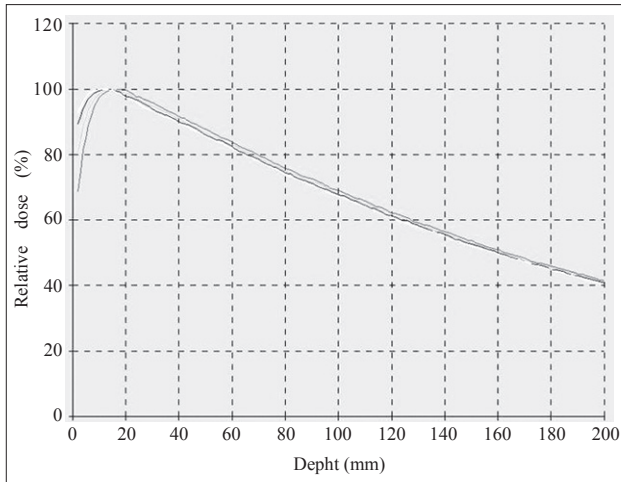
İyon Odası Ölçüm Verileri ve TPS Hesap Sonuçları

İşınım önce sabitleyicinin taban bölgesinden, sonra hava boşluğundan, daha sonra eğik arka destek bölgesinden geçtiği durumda iyon odası ölçümleri ve TPS ile elde edilen doz değerleri 10, 15 ve 20 mm'lik pleksiglas levhalar için sırasıyla Tablo 3, 4 ve 5'de verilmiştir.

İyon odası ölçümleri ile TPS hesapları arasında 50 mm'lik hava boşluğu için %0,2; 100 mm'lik hava boşluğu için -%1,7; 150 mm'lik hava boşluğu için -%3,3 ve 200 mm'lik hava boşluğu için -%5,3 kadar doz farkı bulunmuştur.

İyon odası verilerinden görüldüğü gibi hava boşluğunun 50 mm'den 100 mm'ye çıkmasıyla doz %0,3; 150 mm'ye çıkmasıyla %0,6 ve 200 mm'ye çıkmasıyla %0,8 azalmıştır. Ancak TPS dozdaki değişmeyi daha fazla hesaplamıştır.

İyon odası ölçümleri ile TPS hesapları arasında 50 mm'lik hava boşluğu için -%0,5; 100 mm'lik



Şekil 12. Su ve farklı kalınlıktaki vakumlu yataklar için %DD doz grafikleri.

- Boş (su, $D_{max}=16$ mm)
- 2 cm vakumlu yatak varken ($d_{max}=14$ mm)
- 5 cm vakumlu yatak varken ($d_{max}=12$ mm)
- 8 cm vakumlu yatak varken ($d_{max}=10$ mm)

Tablo 1

Işının sadece meme sabitleyicisinin eğik arka destek bölgesinden geçtiği durumda farklı pleksiglas levha kalınlıkları için TPS hesapları ve iyon odası ölçümleri ile elde edilen doz değerleri

Pleksiglas kalınlığı	İyon odası ölçümleri				TPS hesapları			
	Okuma değeri				Absorbe doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	%	Fark %
	1	2	3	Ort.				
Boş	78,86	78,95	79,11	78,97	100,0	87,6	100,0	
10 mm	76,82	77,11	76,78	76,90	97,4	84,9	96,9	-0,5
15 mm	75,89	75,73	75,96	75,86	96,1	83,4	95,2	-0,9
20 mm	74,43	74,56	74,95	74,65	94,5	81,9	93,5	-1,0

hava boşluğu için -%1,8; 150 mm'lik hava boşluğu için -%3,6 ve 200 mm'lik hava boşluğu için -%5,6 kadar doz farkı bulunmuştur.

İyon odası verileri ile TPS hesapları arasında 50 mm'lik hava boşluğu için -%0,8; 100 mm'lik hava boşluğu için -%2,6; 150 mm'lik hava boşluğu için -% 4,4 ve 200 mm'lik hava boşluğu için -% 6,2 kadar doz farkı saptanmıştır.

Tablolardaki değerlere bakıldığında artan hava boşluğu ile iyon odası ölçüm değerleri ve TPS hesapları arasındaki farkın arttığı görülmektedir. İyon odası verilerine göre hava boşluğunun değişmesi ile dozda fazla bir değişim olmamakta, ancak TPS hesaplarına göre doz, hava boşluğunun artması ile azalmaktadır.

Su Fantomu Ölçüm Verileri

Işının önce meme sabitleyicisinin taban bölgesinden, sonra hava boşluğundan, daha sonra eğik

arka destek bölgesinden geçtiği durumda 10, 15 ve 20 mm'lik levhalar için bazı derinliklerdeki %DD değerleri Şekil 9, 10 ve 11'de verilmiştir.

Su fantomu ölçümlerinden elde edilen veriler SPSS V.15.0 programına aktarılmış ve regresyon analiziyle değerlendirilmiştir.

Farklı levha kalınlıklarıyla farklı hava boşluklarının %DD'a etkisinin incelendiği durumlar için istatistiksel veriler Tablo 6, 7 ve 8'de gösterilmiş, 200 mm hava boşluğunun olduğu durumdaki %DD değeri diğer durumlardaki %DD değerleri ile karşılaştırılmıştır.

Farklı hava boşlukları için %DD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaması hava boşluğunun değişmesiyle dozda belirgin bir farkın ortaya çıkmadığını göstermektedir.

Vakumlu Yatak İçin Yapılan Ölçümlerin Sonuçları

İyon Odası Ölçüm Verileri ve TPS Hesap Sonuçları

Vakumlu yatak için TPS ile hesaplanan ve iyon odası ölçümü ile elde edilen doz değerleri farklı kalınlıklar için Tablo 9'de verilmiştir. İyon odası ölçümleri ile karşılaştırma yapabilmek için referans ölçüm (fantom üzeri boş) TPS hesabı %100'e normalize edilmiştir.

İyon odası verileri ile TPS hesapları arasında 2 cm vakumlu yatak için %0,1, 5 cm vakumlu yatak için %0,0, 8 cm vakumlu yatak için -%0,1 kadar

Tablo 2

Farklı kalınlıklardaki pleksiglas levhaların d_{max} 'dan sonraki derinliklerde %DD değerlerinin istatistiksel karşılaştırması

Pleksiglas levha kalınlığı	Ort. doz değişimi %	p
10 mm	-2,27	<0,0001
15 mm	-2,95	<0,0001
20 mm	-3,92	<0,0001

Tablo 3

Işının önce meme sabitleyicisinin taban bölgesinden, sonra hava boşluğundan, daha sonra eğik arka destek bölgesinden geçtiği durumda 10 mm'lik levha + farklı hava boşlukları + 10 mm'lik levha için TPS hesapları ve iyon odası ölçümleri ile elde edilen doz değerleri

Hava boşluğu (mm)	İyon odası ölçümleri				TPS hesapları			
	Okuma değeri				Absorbe doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	%	Fark %
	1	2	3	Ort.				
50	73,90	74,53	74,38	74,27	94,1	82,6	94,3	0,2
100	74,28	73,86	74,13	74,09	93,8	80,7	92,1	-1,7
150	73,61	74,09	73,90	73,87	93,5	79,0	90,2	-3,3
200	73,80	73,55	73,72	73,69	93,3	77,1	88,0	-5,3

Tablo 4

Işının önce meme sabitleyicisinin taban bölgesinden, sonra hava boşluğundan, daha sonra eğik arka destek bölgesinden geçtiği durumda 15 mm'lik levha + farklı hava boşlukları + 10 mm'lik levha için TPS hesapları ve iyon odası ölçümleri ile elde edilen doz değerleri

Hava boşluğu (mm)	İyon odası ölçümleri				TPS hesapları			
	Okuma değeri				Absorbe doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	%	Fark %
	1	2	3	Ort.				
50	73,15	73,34	73,07	73,19	92,7	80,8	92,2	-0,5
100	72,89	73,15	72,87	72,97	92,4	79,4	90,6	-1,8
150	72,93	72,78	72,50	72,74	92,1	77,5	88,5	-3,6
200	72,61	72,73	72,33	72,56	91,9	75,6	86,3	-5,6

Tablo 5

Işının önce meme sabitleyicisinin taban bölgesinden, sonra hava boşluğundan, daha sonra eğik arka destek bölgesinden geçtiği durumda 20 mm'lik levha + farklı hava boşlukları + 10 mm'lik levha için TPS hesapları ve iyon odası ölçümü ile elde edilen doz değerleri

Hava boşluğu (mm)	İyon odası ölçümleri				TPS hesapları			
	Okuma değeri				Absorbe doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	%	Fark %
	1	2	3	Ort.				
50	71,68	71,84	71,79	71,77	90,9	78,9	90,1	-0,8
100	71,72	71,46	71,58	71,59	90,7	77,2	88,1	-1,6
150	71,75	71,36	71,19	71,43	90,5	75,4	86,1	-4,4
200	71,08	71,24	71,36	71,23	90,2	73,6	84,0	-6,2

Tablo 6

10 mm'lik levha + farklı hava boşlukları + 10 mm'lik levha için % DD değerlerinin karşılaştırılması

Hava boşluğu	Ort. doz değişimi %	p
50 mm	0,028	0,883
100 mm	0,018	0,924
150 mm	0,030	0,873

Tablo 7

15 mm'lik levha + farklı hava boşlukları + 10 mm'lik levha için % DD değerlerinin karşılaştırılması

Hava boşluğu	Ort. doz değişimi %	p
50 mm	0,314	0,112
100 mm	0,251	0,204
150 mm	0,070	0,723

Tablo 8

20 mm'lik levha + farklı hava boşlukları + 10 mm'lik levha için % DD değerlerinin karşılaştırılması

Hava boşluğu	Ort. doz değişimi %	p
50 mm	0,405	0,056
100 mm	0,202	0,319
150 mm	0,101	0,617

doz farkı bulunmuştur. İyon odası ölçümleri ile TPS hesapları arasındaki fark %2,5'lük tolerans sınırının altında olup iyon odası verileri ile TPS hesapları uyumludur.

Su Fantomu Ölçüm Verileri

Su ve 2, 5 ve 8 cm vakumlu yatak kalınlıkları için 6 MV enerjide %DD değerleri Şekil 12'de verilmiştir.

6 MV enerjide sudaki maksimum doz derinliği

(dmax) 16 mm'den 2 cm vakumlu yatak varken 14 mm'ye, 5 cm vakumlu yatak varken 12 mm'ye, 8 cm vakumlu yatak varken 10 mm'ye çekilmiş, 2 mm derinliğindeki doz 2, 5 ve 8 cm'lik vakumlu yataklar için sırasıyla %11,9, %20,7 ve %24 artmıştır.

Şekil 12'de görüldüğü gibi tepe değer vakumlu yatak kalınlığı arttıkça değişmiştir.

Vakumlu Yatak Ölçüm Verilerinin İstatistiksel Analizi

Su fantomu ölçümlerinden elde edilen veriler tekrarlayan ölçümler için varyans analiziyle değerlendirilmiş, 6 MV enerjide su %DD değerleri referans alınarak farklı vakumlu yatak kalınlıkları için %DD değerleri "Bonferroni" testi ile karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonuçları Tablo 10 ve 11'de verilmiştir.

Vakumlu yatak kalınlığının değişmesi ile yüzeyden Dmax'a kadar olan %DD değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı değişme olmuştur. Yatak

Tablo 9

Farklı vakumlu yatak kalınlıkları için TPS hesapları ve iyon odası ölçümü doz değerleri

Vakumlu yatak kalınlığı	İyon odası ölçümleri				TPS hesapları			
	Okuma değeri				Absorbe doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	%	Fark %
	1	2	3	Ort.				
Boş	78,54	78,41	78,45	78,47	100,0	87,6	100,0	
2 cm	78,25	78,31	78,24	78,27	99,8	87,5	99,9	0,1
5 cm	77,88	77,9	77,86	77,88	99,3	87,0	99,3	0,0
8 cm	77,38	77,37	77,15	77,30	98,5	86,2	98,4	0,1

Tablo 10

Su ve farklı kalınlıktaki vakumlu yataklar için d_{max} derinliğine kadar (2-16 mm arası) %DD değerlerinin karşılaştırılması

Vakumlu yatak kalınlığı	Ort. doz değişimi %	p
2 cm	3,643	0,019
5 cm	6,271	0,021
8 cm	7,314	0,022

Tablo 11

Su ve farklı kalınlıktaki vakumlu yataklar için d_{max} 'dan sonraki derinliklerde (16-200 mm arası) %DD değerlerinin karşılaştırılması

Vakumlu yatak kalınlığı	Ort. doz değişimi %	p
2 cm	-0,695	<0,0001
5 cm	-1,143	<0,0001
8 cm	-1,631	<0,0001

kalınlığı arttıkça cilt dozu artmaktadır.

Vakumlu yatak kalınlığı arttıkça d_{max} 'dan sonraki derinliklerde %DD'da istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş olmaktadır. Doz düşüşü 2, 5 ve 8 cm vakumlu yatak kalınlığı için sırasıyla %0,7, %1,1 ve %1,6'dır. Ancak dozdaki azalma %2,5'lük tolerans sınırının altındadır. Vakumlu yatak kullanımını ile d_{max} 'dan sonraki derinliklerde ihmal edilebilir bir doz düşüşü meydana gelmektedir.

TARTIŞMA

Radyoterapide tedavi planlamasının amacı, hedef volümde homojen doz dağılımını sağlarken çevre normal dokulara en az dozu vermek, dolayısıyla en yüksek tümör kontrolü karşın en az normal doku hasarı oluşturmaktır. Bunun için hastanın hazırlanması, tedavi planlaması, hesaplamalar ve günlük tedavi uygulamasının her aşamasında dikkatli olunmalıdır. Tümör bulunan bölgede istenilen dozun sağlanabilmesi tümör kontrolü açısından, normal dokuların aldığı dozun tolerans sınırlarının altında tutulması ise yan etkilerin önlenmesi açısından çok önemlidir.

Radyoterapi sırasında belirlenen dozun hastaya doğru bir şekilde verilebilmesi ve planlanan doz dağılımının elde edilebilmesi için hastaya uygun pozisyonun verdirilmesi, hasta hareketlerinin en aza indirgenmesi ve hastanın her zaman aynı pozisyonda tedaviye alınması gerekmektedir. Tedavinin doğruluğunu sağlamak ve hastayı pozisyonlandırmak için, tedavi planlama ve tedavi süresi boyunca bazı sabitleme gereçleri kullanılır. Bu gereçlerin kullanılan ışının kalitesini değiştirmeksizin yeterli dayanıklılık ve sertliğe sahip olması istenir. Bazen

sabitleme gereçleri yeterince radyo geçirgen olmayabilir ve içinde hava boşluğu bulundurabilir. Işın huzmesinin bu yapılardan geçerek hastaya ulaştığı durumlarda hedef volümdeki dozda değişimler olmaktadır. Enerji, ışınlanan dokuya radyasyon kaynağından yayılan primer huzme ile taşınır, ancak girdiği ortamda üretilen sekonder elektronlarla dağıtılır. Doz dağılımı çoğunlukla bu sekonder elektronların erişme mesafesi ve yönüne bağlıdır.^[5,6] Bu gibi durumlar çeşitli araştırmalara konu olmuştur.

Gray ve ark.^[5] büyük hava boşluklarının ötesindeki doz hesaplarında "Pencil Beam Convolution" (PBC) ve Anizotropik Analitik Algoritma'nın (AAA) doğruluğunu araştırdıkları çalışmalarında 0,5 cm fantom için 5 cm hava boşluğu varken ölçüm ve hesaplar arasında su yüzeyindeki doz farkını PBC ile -%13,1 ve AAA ile -%16,4, 5 cm derinlikte PBC ile %1,1 ve AAA ile %0,3, 15 cm hava boşluğu varken su yüzeyindeki doz farkını PBC ile %13,7 ve AAA ile -%2,3, 5 cm derinlikteki doz farkını PBC ile %1,1 ve AAA ile %1,1 bulmuşlar; 2 cm fantom için 5 cm hava boşluğu varken ölçüm ve hesaplar arasında su yüzeyindeki doz farkını PBC ile %7,4 ve AAA ile -%16,7, 5 cm derinlikte PBC ile %2,2 ve AAA ile %2,2; 15 cm hava boşluğu varken su yüzeyindeki doz farkını PBC ile %51,7 ve AAA ile %1, 5 cm derinlikteki doz farkını PBC ile %3,1 ve AAA ile %3,6 olarak bildirmişlerdir.

Shahine ve ark. 5x5 cm'lik alan için 6 MV enerjide 5 cm hava boşluğu varlığında dozda %55 azalma saptarken TPS hesaplarıyla sadece %10'luk bir düşme belirlemişlerdir.^[7]

Allen Li ve ark.^[8] 5x5 cm'lik alan için 15 MV

enerjide, 3 cm hava boşluğu oluşturduktan sonra 0,05 ve 2 mm derinliklerinde dozdaki azalma Monte Carlo hesaplarıyla sırasıyla %42 ve %18, aynı derinliklerdeki doz değerleri deneysel ölçümlerle sırasıyla %21 ve %11 olarak belirlenmiştir.

Meme kanserli hastaların radyoterapisinde hemen her hastada eğik meme sabitleyicisi kullanılmaktadır. Eğik meme sabitleyicisinde pozisyonlandırılmış bir hastanın aksilla ışınlanmasında, bazı durumlarda ışın huzmesi sabitleyicinin pleksiglas kısımlarından geçerek hastaya ulaşabilir. Işının sadece meme sabitleyicisinin eğik arka destek bölgesinden geçtiği durumda hedef hacimdeki dozda pleksiglas kalınlığı ile bağlantılı olarak düşmeler olmaktadır. Çalışmamızda ışının sadece meme sabitleyicisinin eğik arka destek bölgesinden geçtiği durum için iyon odası ölçümleri 10 mm pleksiglas kalınlığında dozun %2,6, 15 mm kalınlıkta %3,9 ve 20 mm kalınlıkta %5,5 azaldığını göstermiştir. Doz pleksiglas kalınlığı ile orantılı olarak lineer bir şekilde azalmaktadır. Ölçümlerle TPS hesapları arasında küçük farklar oluşmuştur. Bu farklar 10, 15 ve 20 mm'lik pleksiglas kalınlıkları için sırasıyla %0,46, %0,85 ve %1'dir. Veriler her ne kadar ICRU'nun tavsiyesi olan %2,5'lük tolerans sınırları içinde olsa da bu durumdan kaçınılmalı, kaçınılamıyorsa sabitleyicinin özellikleri TPS hesaplarına katılmalıdır. Sabitleyicinin TPS hesaplarına katıldığı durumda kliniğimizde kullanılan "PrecisePLAN" TPS hesapları ile iyon odası hesapları uyumludur. Arada oluşan yaklaşık %1'lik doz farkının TPS'de konturlanan iyon odası hacminin hava boşluğu olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Işının önce meme sabitleyicisinin taban bölgesinden, sonra hava boşluğundan, daha sonra eğik arka destek bölgesinden geçtiği durum için hava boşluklarının doza etkisi incelendiğinde iyon odası ölçümlerinde hava boşluğunun 50 mm'den 100 mm'ye çıkmasıyla dozda ortalama %0,2, 150 mm'ye çıkmasıyla %0,5 ve 200 mm'ye çıkmasıyla %0,7'lük azalma tespit edilmiştir. Hava boşluklarının %DD'a etkisi incelendiğinde %DD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Su fantomu şekillerine bakıldığında (Şekil 9, 10 ve 11) farklı hava boşlukları için çizilen

%DD eğrileri üst üste çıkmış, ancak TPS hesapları ile ölçümler arasında farklar oluşmuştur. TPS hesaplarında artan hava boşluğu ile doz hesabında düşmeler gözlenmiştir. Hava boşluğu 50 mm'den 100 mm'ye çıktığında doz %2,2, 150 mm'ye çıktığında %4 ve 200 mm'ye çıktığında %6,3 azalmıştır. Ölçümlerle hesaplar arasındaki fark ICRU'nun tavsiyesi olan %2,5'lük hata sınırının dışında kalmaktadır. Literatürdeki diğer çalışmalarda da görüldüğü gibi bazı TPS sistemi algoritmaları hava boşluğunun ötesindeki dozu tahmin etmede yetersiz kalmaktadır. Ancak çalışmamızdaki gibi eğik meme sabitleyicisi için farklı koşullar oluşturularak yapılan ölçümlere literatürde rastlanmadığından sonuçları bire bir karşılaştırmak mümkün değildir. Hastanın eğik meme sabitleyicisinde ışın pleksiglas kısımlara gelmeyecek şekilde pozisyonlandırılması istenmeyen doz düşüşlerini önleyecektir.

Hasta sabitlemesinde sıklıkla kullanılan vakum yatakları, termoplastik maske ve diğer sabitleme gereçlerinin etkileri de araştırma konusu olmuştur. Sabitleme gereçleri -yoğunlukları düşük olmasına rağmen- yoğunluk ve kalınlıkları ile orantılı olarak doz dağılımlarında değişikliklere sebep olmaktadır.

Cheung ve ark.nın^[9] çalışmasında vakumlu yatağın cilt dozuna etkileri araştırılmıştır. Vakumlu yatak yokken ve 0,3 cm, 2,5 cm, 10 cm vakumlu yatak kalınlıkları için 0,1 ve 1 mm derinlikteki dozları ölçmüşler, sadece 0,3 cm'lik vakumlu yatak kalınlığında bile cilt dozunda önemli artışların olduğunu saptamışlardır. Kalınlığı 0,3 cm olan vakumlu yatak kullanıldığında 0,1 mm derinlikteki cilt dozunda 10x10 cm² alan için %13,5 ve 30x30 cm² alan için %22'lik artış, 1 mm derinlikteki dozda 10x10 cm² alan için %8 ve 30x30 cm² alan için %7'lik artış bulmuşlardır. Vakumlu yatak kalınlığı 2,5 cm iken cilt dozundaki artış 0,1 mm derinlikte 10x10 cm² ve 30x30 cm² alan için %36, 1 mm derinlikte 10x10 cm² alan için %16 ve 30x30 cm² alan için %19'a kadar çıkmaktadır.

Çalışmamızda vakumlu yatağın hedef hacimdeki doza etkisi incelenerek ölçüm ve hesap değerleri karşılaştırılıp 6 MV enerji ve 10x10 cm alan boyutları için 5 cm derinlikteki doza bakıldığında iyon

odası ölçüm verileri ile TPS hesapları arasındaki farkın ortalama %0,1 olduğu, iyon odası ölçümleri ile TPS hesaplarının uyumlu olduğu gözlenmiştir. İyon odası ölçümlerinden 2 cm'lik vakumlu yatak kalınlığı için dozun %0,25, 5 cm için %0,75 ve 8 cm için %1,5 azaldığı bulunmuştur. Hedef hacimdeki dozda ciddi farklar oluşmamıştır. ICRU'nun 24 numaralı raporunda, radyoterapi hedef hacmi için absorbe dozun %5 veya daha iyi bir doğrulukla verilmesi tavsiye edilir. Bu da her bir tedavi planlaması ve tedavi adımları için doğruluğun %2,5'tan daha iyi olması anlamına gelir.^[4] TPS hesaplarına vakumlu yatağın dahil edilmediği durumlarda bile dozdaki azalma kabul sınırları içindedir.

Su fantomu ölçümlerinde doz taraması 200 mm derinlikten 2 mm derinliğe kadar yapılmıştır. Altı MV enerji için vakumlu yatak yokken d_{max} =16 mm'dir. Ancak 2 cm'lik vakumlu yatak kullanıldığında d_{max} =14 mm'ye, 5 cm'lik vakumlu yatakla 12 mm'ye ve 8 cm'lik vakumlu yatakla 10 mm'ye çekilmiştir. D_{max} 'dan yüzeye doğru çıkıldıkça %DD değerlerindeki fark artmaktadır. İki mm derinlikteki %DD değerleri vakumlu yatak yokken %68,8, 2 cm'lik vakumlu yatak varken %80,7, 5 cm'lik vakumlu yatak varken %89,5, 8 cm'lik vakumlu yatak varken %92,8 bulunmuştur. Vakumlu yatak kalınlığı arttıkça cilt dozu artmaktadır. Ancak d_{max} 'dan sonraki derinliklerde vakumlu yatak kalınlığı ile bağlantılı olarak hedef hacimdeki doz düşüşü kabul sınırları içerisindedir. Literatürdeki diğer çalışmalar incelendiğinde yüzeye çıkıldıkça dozun daha da arttığı görülmüştür. Cilt dozundaki artış, istenmeyen cilt reaksiyonlarına neden olabilir. Olası cilt reaksiyonlarından korunmak için vakumlu yatak tedavi alanı dışında bulundurulmalı veya ışının giriş bölgesindeki yatak kalınlığı olabildiğince ince tutulmalıdır.

Sabitleme gereçleri radyoterapinin ayrılmaz bir parçası olup ışınlanacak bölgeye göre hemen her hastada kullanılmaktadır. Literatürdeki çalışmalarda da görüldüğü gibi TPS sistemi algoritmaları heterojen veya içinde hava boşluğu bulduran gereçler için dozu tahmin etmede yetersiz kalmaktadır. Buna karşın düşük yoğunluklu materyaller için TPS hesapları ile ölçümler uyumludur. Sabitleme gereçlerinin özellikle ışın sahası içinde kaldığı du-

rumlarda (eğik meme sabitleyicisi, vakumlu yatak vb) hasta doğru pozisyonlandırılmalı, hesaplamalarda çok dikkatli olunmalıdır.

Sonuç olarak; eğik meme sabitleyicisinde pozisyonlandırılmış bir hastanın aksilla ışınlamasında, bazı durumlarda ışın huzmesi sabitleyicinin pleksiglas kısımlarından geçerek hastaya ulaşabilir. Işının sadece eğik arka destek bölgesinden geçtiği durumda hedef hacimdeki dozda pleksiglas kalınlığı ile bağlantılı olarak düşmeler olmaktadır. Bu nedenle hastanın konumu ışın huzmesi meme sabitleyicisinin pleksiglas kısımlarından geçmeyecek şekilde ayarlanmalı, bu durumdan kaçınılmalıyorsa sabitleyicinin özellikleri TPS hesaplarına katılmalıdır. Sabitleyicinin TPS hesaplarına katıldığı durumda kliniğimizde kullanılan "PrecisePLAN" TPS hesapları ile iyon odası hesapları uyumludur. Arada oluşan yaklaşık %1'lik doz farkının TPS'de konturlanan iyon odası hacminin hava boşluğu olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ancak ışının önce meme sabitleyicisinin taban bölgesinden, sonra hava boşluğundan, daha sonra eğik arka destek bölgesinden geçerek hastaya ulaştığı durumlar için ölçümler ile TPS hesapları arasında uyumsuzluk bulunmaktadır. Literatürdeki diğer çalışmalarda da görüldüğü gibi bazı TPS sistemi algoritmaları hava boşluğunun ötesindeki dozu tahmin etmede yetersiz kalmaktadır. Bu istenmeyen durumdan korunmak için hasta eğik meme tahtasında, ışın pleksiglas kısımlara gelmeyecek şekilde pozisyonlandırılmalıdır.

Vakumlu yatak kullanıldığında eğer ışın huzmesi yataktan geçerek hastaya ulaşıyorsa, vakumlu yatak kalınlığı ile bağlantılı olarak enerjinin bir kısmı yatak tarafından soğurur. Düşük yoğunlukları nedeniyle vakumlu yataklar hedef hacimdeki dozda ciddi değişimlere sebep olmazlar. Yatağın kalınlığının en fazla 8 cm olduğu durumda bile 5 cm derinlikteki nokta dozdaki azalma %1 kadardır. Ancak, vakumlu yatak kullanımı ile cilt dozunda ciddi bir artış gözlenmiştir. İki, 5 ve 8 cm vakumlu yatak kullanımı ile 5 mm derinlikteki doz sırasıyla %6, %10,4 ve %12,3, 2 mm derinlikteki doz sırasıyla %11,9, %20,5 ve %24 artmaktadır. Literatürdeki diğer çalışmalar incelendiğinde yüzeye çıkıldıkça dozun daha da arttığı görülmüştür. Cilt

dozundaki artış, istenmeyen cilt reaksiyonlarına neden olabilir. Olası cilt reaksiyonlarından korunmak için vakumlu yatak tedavi alanı dışında bulundurulmalı veya ışının giriş bölgesindeki yatak kalınlığı olabildiğince ince tutulmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Khan FM. Treatment planning in radiation oncology. 2nd ed. Chapter 5. Williams & Wilkins: 1998. p. 38.
2. Brahme A, Chavaudra J, Landberg T. Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. Acta Oncol 1988;27(1 Suppl):1-76.
3. Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, Hartmann G, Knoos T, Rosenwald JC, et al. Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-IMRT photon beams. 1 st ed. Brussels: ESTRO; 2004. p. 11-20.
4. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy. Bethesda; Maryland: ICRU Report No:24; 1976.
5. Gray A, Oliver LD, Johnston PN. The accuracy of the pencil beam convolution and anisotropic analytical algorithms in predicting the dose effects due to attenuation from immobilization devices and large air gaps. Med Phys 2009;36(7):3181-91.
6. UROK temel radyoterapi radyasyon fiziği ve radyobiyo-oloji. Kurs Kitapçığı; 2002. s. 45-58.
7. Shahine BH, Al-Ghazi MS, El-Khatib E. Experimental evaluation of interface doses in the presence of air cavities compared with treatment planning algorithms. Med Phys 1998;26(3):350-5.
8. Li XA, Yu C, Holmes T. A systematic evaluation of air cavity dose perturbation in megavoltage x-ray beams. Med Phys 2000;27(5):1011-7.
9. Cheung T, Butson MJ, Yu Peter KN. Evaluation of build-up dose from 6 MV X-rays under pelvic and abdominal patient immobilisation devices. Radiation Measurement 2002;35(3):235-8.