

Beyin tümörlerinin radyoterapi planlamasında, BT ve MRG görüntü eşleştirilmesinin hedef volüm belirlenmesine ve doz dağılımına etkisi

The effect of CT-MR image registration on target volume delineation and dose distribution in radiotherapy planning of brain tumors

Emin TAVLAYAN, Nezahat OLACAK, Yavuz ANACAK

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İzmir

AMAÇ

Bu çalışmanın amacı, kliniğimizdeki mevcut cihaz ve yazılımlar kullanılarak yapılabilen bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) görüntü eşleştirmesinin hassaslığını incelemek ve işlem sırasındaki hata payını belirlemektir.

GEREÇ VE YÖNTEM

İlk önce BT cihazının kalibrasyon değerleri kontrol edildi. Eşleştirme işlemi dört adet anatomik nokta kullanılarak gerçekleştirildi, ardından gözler ve tümöre ait konturlar girildi.

BULGULAR

Yapılan eşleştirmede eşleştirme skoru 10 üzerinden 9.51 ± 0.11 ; mesafe 1.92 ± 0.51 mm idi. MRG ve BT üzerinde girilen göz konturlarının merkez koordinatları karşılaştırıldı ve sapmanın sağ göz için maksimum 2.25 mm sol göz için maksimum 2.11 mm olduğu bulundu. Tümör hacimleri karşılaştırıldığında eşleştirilmiş görüntülerden üretilen hacimlerin daha büyük olduğu saptandı (75.37 cm^3 ve 44.81 cm^3). Ancak eşleştirme uygulanmadan yapılan planlarda tümörlerin %95-107 doz aralığına girdiği saptandı.

SONUÇ

Kliniğimizde bulunan sistemler ile görüntü eşleştirme işleminin uygulanabilir ve tekrarlanabilir olduğu, bu işlemin tümörlü dokuların konturlanmasında fayda sağladığı görülmüştür.

Anahtar sözcükler: Bilgisayarlı tomografi; görüntü eşleştirme; manyetik rezonans görüntüleme; radyoterapi.

OBJECTIVES

To determine the accuracy of computed tomography (CT)/magnetic resonance imaging (MRI) image registration performed using tomography system and software present in our department and discover the magnitude of error during the process.

METHODS

First, calibration data of the CT was reviewed. Following image registration, done using four anatomic landmarks, delineation of eyeballs and target volume took place.

RESULTS

The registration score was 9.51 ± 0.11 out of 10 and mean distance was 1.92 ± 0.51 mm. Center coordinates of the eyeballs, contoured using MRI and CT images were compared. Maximum difference was 2.25 mm for the right eye and 2.11 mm for the left eye. Volumes of tumor contours produced from registered images were bigger (75.37 cm^3 vs. 44.81 cm^3). But in the treatment plans without image registration, the tumor volume received 95-107% of prescribed dose.

CONCLUSION

Image registration process found to be applicable and reproducible for our clinic. It has seen that image registration improves target volume delineation.

Key words: Computed tomography; image registration; magnetic resonance imaging; radiotherapy.

11. Ulusal Medikal Fizik Kongresi'nde poster bildirisi olarak sunulmuştur (14-18 Kasım 2007, Antalya).

İletişim (Correspondence): Dr. Emin TAVLAYAN. Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, 35100 Bornova, İzmir, Turkey.
Tel: +90 - 232 - 444 13 43 e-mail (e-posta): emintavlayan@yahoo.com

© 2011 Onkoloji Derneği - © 2011 Association of Oncology.

Çağdaş radyoterapi uygulamalarında temel prensip tümör üzerine en yüksek radyasyon dozunu verirken, çevredeki sağlam dokuların olabildiğince korunmasıdır. Bu amaçla kullanılan üç boyutlu konformal radyoterapi (3D-KRT) tekniği için, hastanın bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri tedavi planlama sistemine aktarılır. Tedavi planlama sisteminde radyasyon onkoloğu tarafından aksiyel kesitler üzerinde hastanın anatomik yapıları ve tümörün konturları çizilir. Tedavi planlama yazılımı bu bilgileri işleyerek üç boyutlu ortamda hedef hacim ile kritik organları oluşturur, daha sonra radyoterapi fizikçisi tarafından uygun gantri açıları ile ışınların ağırlık ve şekillerine karar verildikten sonra, hekimler ile birlikte doz yoğunlukları ve plana ait doz volüm histogramları incelenerek planın son haline karar verilir. *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) 50 no'lu raporunda, hedef hacim içindeki doz homojenitesinin belirlenen tedavi dozunun %95'i ile %107'si arasında olması gerektiği belirtilmiştir.

X-ışını BT görüntüleri, yüksek uzaysal çözünürlükleri sayesinde görüntü tabanlı radyoterapi tedavi planlamaları için standart olarak kullanılmaktadır. Cihaz doğru kalibre edildiğinde ve artefaktlar oluşmadığında BT görüntüleri, heterojenite tabanlı doz hesaplamalarına olanak veren, doku elektron dansite değerleri sağlamaktadır. BT görüntülerinin içerdiği elektron dansite değerleri sayesinde tedavi planlama bilgisayarları, radyasyonun kemik veya yumuşak doku gibi farklı karakterli ortamlardaki davranışını hesaplayarak gerçeğe en yakın doz dağılımlarının belirlenmesini sağlar. BT görüntülerinin en büyük eksikliği ise yetersiz yumuşak doku kontrastlarıdır. Yoğunlukları yüksek olan kemikler çok net seçilirken elektron dansite değerleri birbirine yakın olan yumuşak dokular arasında ayırım yapmak neredeyse olanaksızdır.

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) mükemmel bir yumuşak doku kontrastı sağlar ve böylece normal dokular ile birçok tümör birbirinden daha iyi ayırt edilebilir. Beyin tümörlerinin tanısında altın standart olan MRG görüntüleri, normal dokuların ayırt edilmesine olanak sağlamaktadır.^[1-5] Beyin tümörlerinin radyoterapi planlamasında da

yardımcı ve geliştirici bir rol üstlenen MRG, tümör hacminin konturlanması ve normal dokuların korunmasında sıklıkla başvurulan bir yöntem haline gelmiştir. MRG tekniğinin BT'ye üstünlükleri arasında, iyonizan radyasyon kullanılmadığı için radyasyon tehlikesinin olmaması, kemik artefaktı oluşturmaması ve hastanın pozisyonu değiştirilmeden istenen planda (sajital, koroner, aksiyel, oblik) kesit görüntüleri alınabilmesi sayılabilir.

Ancak MRG'nin radyoterapi planlamasında tek başına kullanılmasına imkan yoktur. En önemli neden BT gibi doku elektron yoğunluk değerleri içermemeleridir.^[6] Bunun dışındaki sebepler arasında çekim süresinin uzun olması nedeniyle özellikle hareketli organlarda hareket artefaktları, çeşitli metal implantlara ait artefaktların oluşması sayılabilir. Ayrıca, hassas tedavi planlaması yapmak için gerekli uzaysal çözünürlük elde edilemediği gibi MRG görüntülerinin bazı bölgelerinde gözlenen bozunma (distorsiyon) da istenmeyen bir özelliktir.^[6]

Bu sebeplerden dolayı, her iki tekniğin avantajlarından faydalanmak için çözümler araştırılmıştır. Bunlardan birisi "görüntü eşleştirme" yöntemidir. Görüntü eşleştirme, temelde farklı görüntüleme yöntemleri ile elde edilen görüntülerin üst üste çakıştırılması olarak tanımlanabilir.^[7,8] Bu çok basamaklı bir işlemdir ve ancak görüntü transferi, depolanması, koordinat transformasyonu ve voksel interpolasyonu gibi işlemleri yapabilen bir yazılımla mümkündür. Bu yazılım ile görüntüler ortak bir referans çerçeveye dönüştürülür ve piksel yoğunluklarının kombinasyonu görüntülenir. Böylece, bir klinik görüntüleme tekniğinden elde edilen bilgi bir veya daha çok diyagnostik çalışmada kullanılabilir. Görüntü eşleştirme işlemi yapıldıktan sonra hekim tarafından MRG görüntüleri üzerinden konturları çizilen tümör hacim bilgisi BT görüntülerine eklenerek tedavi planlama sistemine aktarılabilir. BT ve MRG görüntülerinin avantajlarını bir arada kullanmamıza olanak sağlayan bu teknik tümörlerin yerleşimlerinin daha iyi belirlenmesine ve daha hassas radyoterapi planlaması yapılmasına olanak sağlar.

Ancak bu alan hatalara çok açıktır ve tedavinin başlangıcında yapılacak olası bir hata tüm teda-

vi planını ciddi şekilde etkileyecektir. Eşleştirmede yapılacak hata, tümör ve risk altındaki organların konturlarının planlama bilgisayarına yanlış aktarılmasına neden olur. Yanlış konumlama sonucunda ışınlanmak istenen tümörlü bölgenin bir kısmı eksik, korumak istenen önemli anatomik yapılar ise fazla doz alabilir, bu yüzden sistemlerin kalite kontrolünün yapılması gereklidir.

Bu çalışmada kliniğimizde bulunan görüntü eşleştirme yazılımı ile BT ve MRG görüntülerinin eşleştirilerek planlama sistemine aktarılması, bu işlemlerdeki hata büyüklüğü ve yönünün saptanması ve eşleştirme sonucu elde edilen yeni tedavi volümlerinin radyoterapi planlamasına katkısı araştırılmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada kliniğimizde bulunan “*Toshiba Asteion*” marka BT cihazı ile Radyoloji Anabilim Dalı’nda bulunan “*Siemens Magnetom*” marka 1.5 Tesla gücünde MRG cihazı kullanılmıştır.

BT cihazının bakımı her 3 ayda bir düzenli olarak yapılmakta, özel bir fantom yardımıyla Hounsfield değerleri ölçümü de gerçekleştirilmektedir. BT taraması yapılan fantomdaki altı farklı madde için Hounsfield değerleri elde edilip standart veriler ile karşılaştırılmaktadır. Son bir buçuk yıl içinde yapılan ölçümlere ait ortalama değerler ve standart sapmaları Tablo 1’de belirtilmiştir. Bu veriler BT cihazının düzgün kalibre edilmiş olduğunu ve Hounsfield değerlerini doğru okuduğunu göstermektedir.

Çalışma süresince *Silicon Grafics International* (SGI) marka, üzerinde IRIX 6.5 işletim sistemi kurulu planlama bilgisayarı kullanılmıştır. Tedavi planlaması bu bilgisayarlarda yüklü olan *PrecisePlan (Elekta)* yazılımı aracılığıyla yapılmıştır. BT cihazından gelen görüntüler, tedavi planlama bilgisayarında yüklü olan *ProVision* yazılımı ile alınmıştır. Bu yazılım sayesinde BT veya diğer görüntüleme yöntemleri ile elde edilmiş görüntüler tedavi planlama yazılımına aktarılmadan önce işlenebilmektedir, aynı yazılım görüntü eşleştirme ve MRG görüntüleri üzerinden kontur girme işlemleri için de kullanılmıştır.

Tablo 1

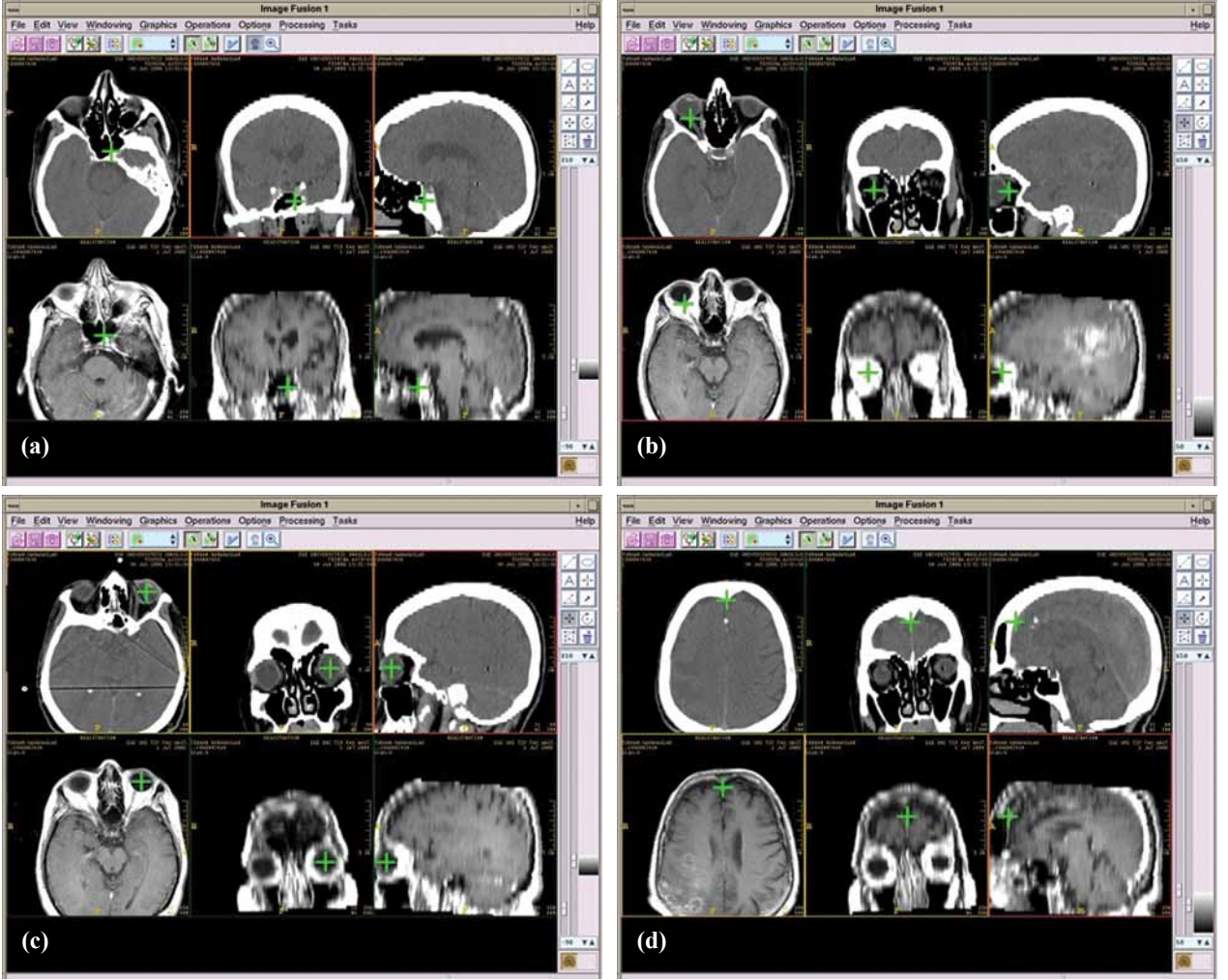
BT’den elde edilen Hounsfield değerleri

	BT kalibrasyon işlemine ait veriler					
	Hava	Delrin	Akrilik	Naylon	Polipropilen	Su
Normal	-980±40	340±20	130±20	90±20	-105±20	0±5
07/12/06	-991.66	335.95	124.88	95.57	-108.62	-0.71
22/09/06	-991.14	336.99	125.72	95.88	-108.74	-0.06
23/06/06	-992.62	335.07	123.64	94.20	-110.93	-2.15
10/03/06	-991.39	337.63	124.18	95.96	-108.10	-0.78
02/12/05	-989.00	337.80	125.00	96.05	-107.57	0.27
30/09/05	-980.00	335	129.00	101.00	-103.00	1.26
Ortalama	-989.30	336.41	125.40	96.44	-107.83	-0.36
Std. sapma	4.71	1.25	1.90	2.34	2.63	1.15

Görüntülerin eşleştirilmesi

Eşleştirme işlemi için MRG görüntülerinden T1 ağırlıklı ve aksiyel planda alınmış olan seriler seçilmiştir. Görüntü eşleştirme yöntemi olarak “noktasal eşleştirme” (*landmark correlation*) seçeneği kullanılmıştır. Yazılım bu aşamada kullanıcıdan BT görüntüleri üzerinde en az dört adet nokta belirlemesini sonra bu noktaların MRG görüntüleri üzerindeki karşılıklarını işaretlemesini istemektedir. Bu çalışmada, sırasıyla sfenoid kemiğin septumu (A), sağ optik sinirinin orbitaya girdiği nokta (B), sol orbitanın merkezi (C) ve frontal sinüsün en üst ucu hizasında ossa frontalis’in fissura longitudinalis’e doğru yaptığı çıkıntının ucu (D) işaretlenmiştir (Şekil 1a-d). Bu noktaların seçilmesinin amacı hem kafa içi hacim değişimlerinden etkilememeleri hem de her iki görüntüleme yönteminde de net bir şekilde değerlendirilebilmeleridir.

Nokta eşleştirme aşamasında yazılım, işaretlenen noktaların bağıl koordinatlarından yola çıkarak noktalar arası mesafeyi ölçmekte ve uygun eşleştirmeyi hesaplamaktadır. Hesaplama sonucunda noktaların her üç eksenindeki koordinatları arasındaki ortalama farklılık cm cinsinden rapor edilmektedir. Ayrıca raporda belirtilen ve 0-10 arasında değer alan “eşleştirme skoru” sayesinde işlemin ne derece başarılı olduğu daha net bir şekilde gözlenmektedir. Bu eşleştirme skorunun sekiz veya daha yüksek bir değer alması gerekmekte, aksi takdirde yazılım bir sonraki aşamaya geçmeye izin vermemektedir (Şekil 2).



Şekil 1. (a) A noktasının anatomik konumu, (b) B noktasının anatomik konumu, (c) C noktasının anatomik konumu ve (d) D noktasının anatomik konumu.

Eşleştirme işlemi tamamlandıktan sonra yazılım üç boyutta üst üste çakıştırılan BT ve MRG görüntülerinden, BT kesitleri hangi düzlemde ve han-

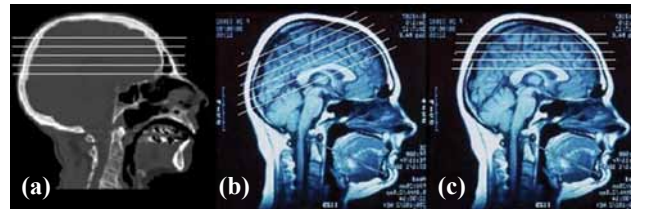
gi koordinatlarda alınmış ise MRG görüntülerinde de aynı kesitlere denk gelen görüntüleri lineer interpolasyon yöntemi ile hesaplamaktadır. Yazılımın bu özelliği sayesinde oblik açılarda alınmış MRG kesitleriyle bile, eşleştirme işlemi gerçekleştirilebilmiştir (Şekil 3). Tüm eşleştirmeler görsel olarak tekrar kontrol edilmiştir.

Off	ID	X	Y	Z	Distance
	A	-0.11	-0.14	-0.10	0.20
	B	-0.07	0.23	-0.10	0.26
	C	0.02	-0.17	0.18	0.25
	D	0.15	0.07	0.01	0.17

Score: 9.48
Average Distance: 0.22
Number of Points: 4

Delete Activate Deactivate Fit

Şekil 2. Eşleştirme noktalarına ait koordinat sapmaları ve eşleştirme skoru.



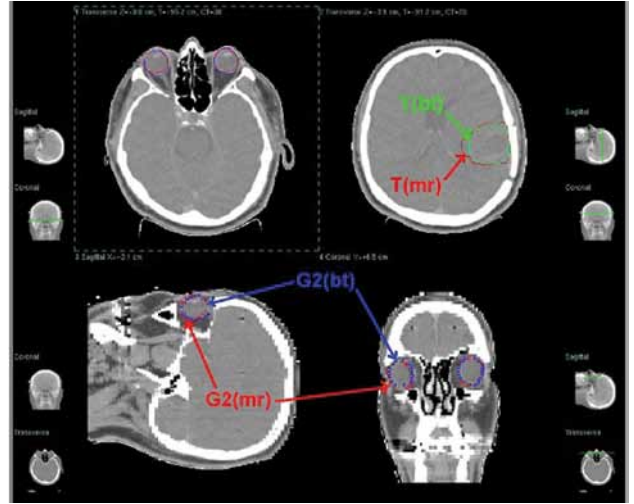
Şekil 3. MRG görüntülerinin rekonstrüksiyonu. (a) BT kesitleri. (b) Orijinal MRG kesitleri. (c) Yeniden işlenmiş MRG kesitleri.

Tedavi planlama

Yeni MRG serileri üzerinde konturlama ve çizilen hacimleri üç boyutta görüntüleme işlemleri yapılmıştır. Öncelikle hastanın sağ ve sol gözleri konturlanıp, sırasıyla G1(mr) ve G2(mr) isimleri ile kaydedilmiştir. Radyasyon onkoloğu tarafından tümör hacimleri konturlanmış ve T(mr) olarak isimlendirilmiştir. Hastaların BT görüntüleri tedavi planlama yazılımına alındıktan sonra, girilmiş olan konturlar görünmez hale getirilmiştir. *ProVision* üzerindeki konturlamadan en az iki gün geçtikten sonra aynı hekim tarafından sadece BT görüntülerinden faydalanarak, tekrar tümör konturları girilmiş ve T(bt) olarak kaydedilmiştir. MRG'de girilen konturların görünmez hale getirilmesi ve MRG konturlaması ile BT konturlaması arasında en az 2 gün beklenmesi, işlemlerin birbirinden bağımsız olmasını sağlamıştır. Daha sonra sağ ve sol göze ait konturlar yine sadece BT görüntülerinden faydalanılarak girilmiş ve sırasıyla G1(bt), G2(bt) olarak isimlendirilmiştir.

Tedavi planlama yazılımı konturları girilen herhangi bir hacim elemanının geometrik merkezini hesaplayabilmekte ve merkez noktasının X, Y ve Z eksenindeki koordinatlarını verebilmektedir. Çalışmada gözlerin konturları girilerek, görüntü eşleştirme işleminin hassaslığı incelenmiştir. Orbitayı oluşturan kemiklerin, kafatası içindeki hacim değişikliklerinden etkilenmemeleri nedeniyle, bu inceleme için G1(mr) ile G1(bt) ve G2(mr) ile G2(bt)'nin merkez koordinatları arasındaki farklar kullanılmıştır (Şekil 4). MRG ve BT görüntüleri üzerinden girilen tümör hacimleri, T(mr) ve T(bt) de, hacimleri arasındaki farklılık açısından karşılaştırılmıştır. İstatistiksel değerlendirmeler *SPSS for Windows 13* programı aracılığı ile non-parametrik Wilcoxon testi kullanılarak yapılmıştır.

Tedavi planlama sistemine aktarılan BT görüntüleri üzerine, hastaların daha önce tedaviye girdikleri planlamalar uygulanmıştır. Bunun için öncelikle eski planlamadaki eşmerkez koordinatı kaydedilmiş, açıları ve birbirlerine göre bağıl ağırlıkları sistemin hafızasına alınan ışınlar, yeni BT görüntüleri üzerinde aynı eşmerkez koordinatına yerleştirilmiştir. Daha sonra eski planlamadaki ışın şekillerini kopyalamak için çok yapraklı kolimatör po-



Şekil 4. *PrecisePlan* yazılımında tümör ve göz konturları.

zisyonları tek tek yeni plana aktarılmıştır. Dozların da girilmesi ile aynı planlama elde edilmiştir. MRG üzerinde girilen tümör yapılarının tedavi esnasında belirlenen dozu alıp almadığını araştırmak için T(mr)² a ait doz volüm histogramları çizdirilmiştir.

BULGULAR

ProVision yazılımı ile on hastaya ait BT ve MRG görüntüleri eşleştirilmiştir. Yazılım görüntü eşleştirme işlemine on üzerinden bir değer vermekte ve sekizin altında skora sahip eşleştirmeleri işlemle almamaktadır. On hastadaki skor ortalaması 9.51 ± 0.11 , ortalama sapma ise 1.92 ± 0.51 mm olarak belirlenmiştir (Tablo 2).

Tablo 2

Görüntü eşleştirme skorları ve sapmalar

No	Görüntü eşleştirme işlemine ait veriler	
	Eşleştirme skoru	Sapma (mm)
1	9.48	2.2
2	9.55	1.7
3	9.61	1.5
4	9.22	3.3
5	9.45	1.8
6	9.53	1.7
7	9.52	1.8
8	9.49	2.2
9	9.58	1.6
10	9.63	1.4
Ortalama	9.51	1.92
Std. sapma	0.11	0.51

Tablo 3

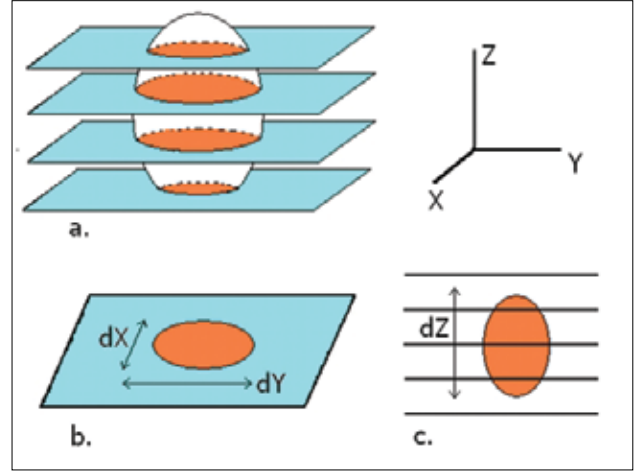
BT ve MR üzerinden girilen göz konturlarının orta noktalarının sapmaları ($\Delta r1$ =sağ göz, $\Delta r2$ =sol göz)

Gözler için vektörel koordinat sapmaları (mm)

No	$\Delta r1$	$\Delta r2$
1	1.30	0.58
2	1.42	1.97
3	1.70	1.43
4	1.00	1.43
5	0.71	1.91
6	2.10	2.11
7	0.45	1.20
8	2.25	1.02
9	1.78	1.30
10	1.75	0.98
Ortalama	1.45	1.39
Std. sapma	0.56	0.46

Daha sonra gözlere ait konturlar planlama yazılımında açılarak, bu yapıların üç boyutta geometrik orta noktaları hesaplatılmıştır ve bu noktalara ait X, Y ve Z koordinatları kaydedilmiştir. Ancak bu çalışmada istenen sapma verilerini elde etmek için bağıl koordinatları kullanmak yeterli olduğundan sağ ve sol göz için MRG ve BT’de çizilen konturların orta noktaları arasındaki koordinat farkları kaydedilmiştir (Tablo 3). Daha sonra her üç eksenindeki farklılıklar kullanılarak vektörel farklılıklar elde edilmiştir.

Ortalama sapma sağ göz için 1.45 ± 0.56 mm sol göz için 1.39 ± 0.46 mm olarak belirlenmiştir. Göz konturlarının sapmaları incelenirken Z yönünde sapma gözlenmemiştir. Tüm konturlar için tarama eksenindeki kaymayı ifade eden Δz değerinin sıfır

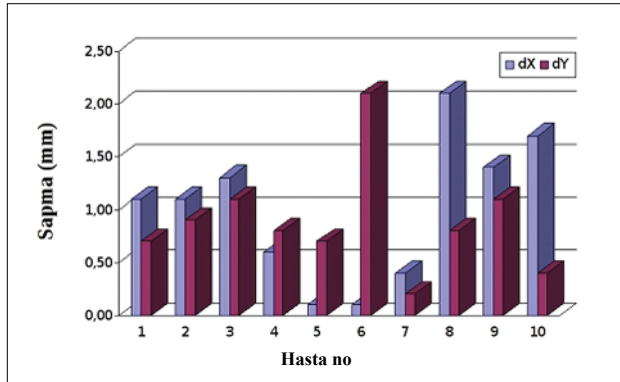


Şekil 5. Kesit üzerinde kaymalar. (a) BT kesitlerinin şematik gösterimi. (b) Kesit üzerinde X ve Y yönündeki kaymalar. (c) Z eksenindeki kayma.

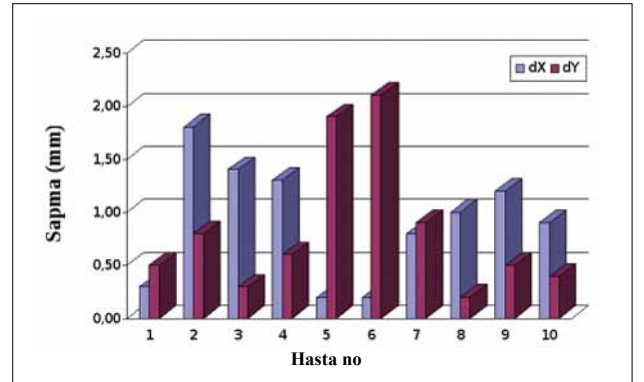
olması, eşleştirme işlemi sırasında MRG görüntüleri üzerinde yeni kesitler oluşturulmasından kaynaklanmaktadır. MRG görüntüleri üzerinde BT kesitlerine denk gelen kesit görüntüleri oluşturulduğu için, üç boyutlu herhangi bir yapının X veya Y yönündeki kaymaları rahatlıkla izlenirken, Z yönündeki kaymanın konturlama işlemine yansımaları için kesit kalınlığından büyük bir kayma olması gerektiği belirlenmiştir (Şekil 5).

Merkez koordinat sapmalarının en yüksek değeri 2.25 mm olup ortalama değer her iki göz için de 1.5 mm’nin altında bulunmuştur. Sapmaların hastalara göre dağılımı Grafik 1 ve Grafik 2’de daha net bir şekilde gösterilmektedir.

Daha sonra tedavi planlama yazılımından tümör yapılarına ait hacimler kaydedilmiş, yalnız-



Grafik 1. Sağ göz merkezi için sapma değerleri.



Grafik 2. Sol göz merkezi için sapma değerleri.

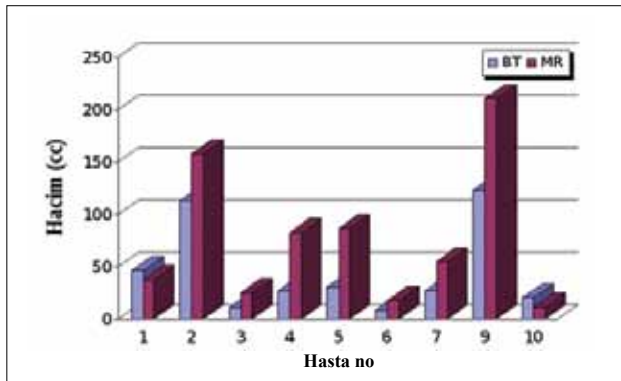
Tablo 4

Tümör için BT ve MRG'de belirlenen hacim değerleri

T için BT ve MRG hacimleri (cc)			
No	BT	MRG	Fark (MRG-BT)
1	45.67	36.95	-8.72
2	112.28	157.47	45.19
3	10.97	24.28	13.21
4	26.72	81.91	55.19
5	30.23	86.15	55.92
6	8.66	16.79	8.13
7	26.37	54.36	27.99
8	-	-	-
9	122.62	210.09	87.47
10	19.74	10.37	-9.37
Ortalama	44.81	75.37	30.57
Std. sapma	42.67	68.22	32.88

ca BT kullanılarak çizilen konturlardan elde edilen tümör hacimleri ile BT-MRG eşleştirmesi sonrası çizilen konturlardan elde edilen tümör hacimleri karşılaştırılmıştır. Elde edilen veriler SPSS yazılımının 13.0 sürümü kullanılarak incelenmiştir. İncelemede non-parametrik Wilcoxon testi kullanılmıştır. Bir hastada operasyon sonrası şiddetli ödem olduğu için sağlıklı karşılaştırma yapılamamış ve hacim analizi 9 hasta üzerinden yapılmıştır. Hacimlere ait ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4'de belirtilmiştir.

BT-MRG eşleştirmesi yapılmadan konturlanan tümör hacmi ortalama $44.81 \pm 42.67 \text{ cm}^3$ olurken eşleştirme sonrası hacim $75.37 \pm 68.22 \text{ cm}^3$ 'e yükselmiştir. Eşleştirme kullanılarak konturlanan tü-



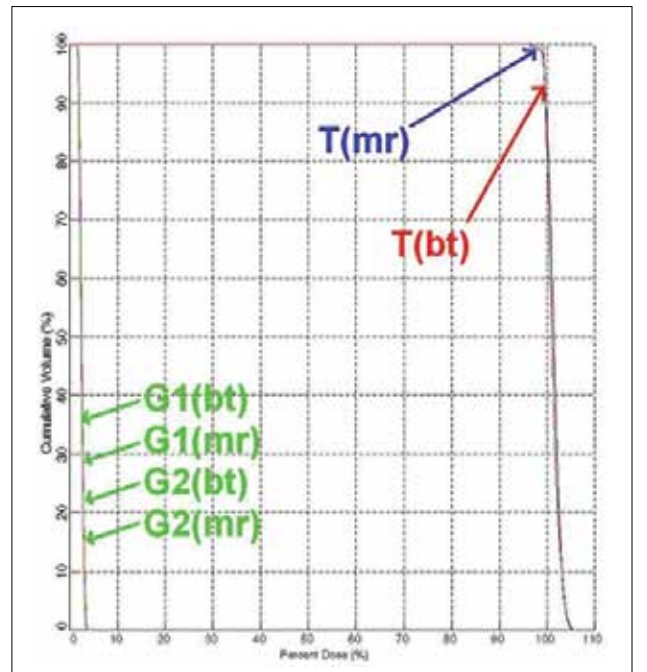
Grafik 3. Tümör için hacim verileri.

mör hacminin sadece BT kullanılarak elde edilen hacimden $30.57 \pm 32.88 \text{ cm}^3$ daha büyük olduğu görülmüştür ($p=0.038$) (Grafik 3).

Elde edilen yeni tedavi planlamalarında T(bt) ve T(mr)'a ait doz volüm histogramları çizdirilmiştir. Tüm hacimlerin belirlenen dozun %95 - %107'si arasında doz aldığı belirlenmiştir (Grafik 4).

TARTIŞMA

Planlama sistemleri, BT görüntülerinin içerdiği doku elektron yoğunluğu değerleri sayesinde radyasyon farklı anatomik yapılardan geçerken meydana gelen saçılmaları öngörebilmekte ve daha hassas doz hesaplamalarına olanak sağlamaktadır. Yüksek uzaysal çözünürlüğü sayesinde farklı düzlemlerde rekonstrüksiyon oluştururken anatomik yapılar çok iyi görüntülenebilmektedir. Bu avantajlarına karşın BT görüntüleri yumuşak dokuları birbirinden ayırt etmede yetersiz kalır. Özellikle beyin içi yapıların ayırt edilmesi için sıklıkla MRG görüntülemeye başvurulur. MRG'nin, X-ışını ile çalışan radyolojik görüntüleme tekniklerine karşı en belirgin üstünlüğü hastaya her hangi bir iyonizan doz yüklememesidir. Kanser tanısının yanı sıra radyoterapi planlaması sırasında da MRG gö-



Grafik 4. Doz volüm histogramı.

rüntülerinden yararlanır. BT kesitleri üzerinde tümör konturu girerken MRG görüntülerini incelemek klinikte sıklıkla başvurulan bir yöntemdir.

Khoo ve ark.'nın^[9] yaptığı bir çalışmada görüntü eşleştirme işlemi üç adet anatomik nokta kullanılarak yapılmış ve ortalama hata 1.3 ± 0.4 mm olarak bulunmuş, maksimum hatanın 2.10 mm olduğu belirtilmiştir. Kagawa ve ark.'nın^[10] Fox Chase Kanser Merkezinde yürüttükleri çalışmada görüntü eşleştirme işleminin 1 mm'nin altında bir hata ile yapıldığını rapor edilmiştir.

Görüntü eşleştirme işleminin ardından göz konturlarının girilmesinin amacı, konturlama prosedüründe meydana gelen hataları da hesaba katmaktır. Çalışmada göz konturlarındaki kaymanın büyüklüğü tedavi planlama yazılımı kullanılarak otomatik olarak yapılmıştır. BT ve MRG üzerinde girilen konturların X, Y ve Z koordinatları kaydedilip, koordinatlar arasındaki farklar ve üç boyutta vektörel sapma değerleri tespit edilmiştir. Sağ göz için en büyük X koordinat farkı 2.10 mm, ortalama 0.99 ± 0.64 mm olarak bulunmuştur. Bu değerler Y koordinatı için de maksimum 2.10 mm, ortalama 0.88 ± 0.49 mm'dir. Sol göz için maksimum X ve Y koordinat farkları sırasıyla 1.80 ve 2.10 mm iken ortalama farklar 0.91 ± 0.52 mm ile 0.82 ± 0.62 mm olarak elde edilmiştir. Her iki göz için de Z yönünde bir kayma tespit edilmemiştir.

Khoo ve ark.,^[9] 2000 yılında, radyoterapi alan kafa tabanı menenjiyomu tanılı 7 hasta ile yaptıkları çalışmada, BT ve MRG kullanılarak girilen hedef yapılarıdaki konum ve hacim değişikliklerini incelemişlerdir. Eşleştirme işlemi rekonstrükte MRG görüntüleri üzerinden yapıldığı için kaymalar sadece sol, sağ, anterior ve posterior olarak belirtilmiştir. Bu yönler bizim çalışmamızda X ve Y doğrultularının artı ve eksi yönlerine karşılık gelmektedir. Elde edilen vektörel farklar sol yön için ortalama 3.3 ± 8.5 mm, sağ için 0.3 ± 3.8 mm, anterior için 1.1 ± 5.8 mm ve posterior için 1.5 ± 6.4 mm olarak bildirilmiştir.

Mutic ve ark.,^[5] görüntü eşleştirme işleminin kalite kontrolü amacıyla, antropomorfik kafa fantomunun içine BT, MRG ve PET ile görüntülenebilen sabit küreler yerleştirmişler ve görüntü eşleştirme işleminin ardından bu küreleri karşılaştırarak

kaymanın büyüklüğünü hesaplamışlardır. Elde edilen maksimum sapmalar X, Y, Z eksenleri için sırasıyla 1.42 , 0.86 , ve 1.30 mm iken ortalama farklar 0.58 , 0.37 ve 0.90 mm olarak bildirilmiştir. Ancak çalışmacılar kaymaları hesaplamak için yapılan karşılaştırma işlemini tamamıyla kullanıcı tarafından ve görsel olarak gerçekleştirmiş, herhangi bir konturlama işlemi yapılmamıştır.

Çalışmamızda, vektörel sapmalar sağ göz ($\Delta r1$) maksimum 2.25 mm (ortalama 1.45 ± 0.56), sol göz ($\Delta r2$) için maksimum 2.11 mm (ortalama 1.39 ± 0.49) olarak bulunmuştur. Bir hastada operasyon sonrası şiddetli ödem oluşması nedeniyle BT ve MRG üzerinde girilen tümör konturları sağlıklı bir şekilde karşılaştırılamamıştır. Bu nedenle tümör hacimleri incelenirken bu hastaya ait değerler hesaba katılmamıştır. BT görüntüleri üzerinden girdiğimiz tümör yapıların hacimlerinin ortalaması 44.81 ± 42.67 olarak bulunmuştur. Bu değerler MRG görüntüleri kullanılarak girilen tümör konturları için ortalama 75.37 ± 68.22 cc'dir. Tümör hacimleri arasındaki ilişki nonparametrik Wilcoxon testi ile çift yönlü olarak incelenmiş ve T(mr)'in T(bt)'den anlamlı derecede büyük olduğu bulunmuştur ($p=0.038$). Ayrıca bu hacimler arasında iyi bir korelasyon saptanmıştır ($p<0.01$). Ortalamalar arasındaki fark MRG yönünde 30.57 cc'lik bir artış şeklinde olsa da bireysel farklılıklar daha büyük olabilmektedir.

Çalışmamızda tümör yapıların belirlenmesinden sonra hastaların tedaviye girmiş oldukları planlamaların ışın ve doz karakteristikleri yeni BT verileri üzerine aktarılmıştır. Bunun yapılmasının amacı MRG üzerinde tanımlanmış yeni konturların tedavi için belirlenen dozu alıp almadığının araştırılmasıdır. ICRU 50 nolu raporuna göre hedef hacmin belirlenen dozun en az %95'ini en çok %107'sini alması gerektiği belirtilmiştir. Tümör hacimlerinin doz volüm histogramları incelendiğinde bu yapıların sınırlar dahilinde doz aldığı ve MRG ile belirlenen yapılarda sıcak veya soğuk noktalar oluşmadığı gözlenmiştir.

SONUÇ

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar ışığında kliniğimizde bulunan cihaz ve yazılımlar kullanılarak

yapılan BT-MRG görüntü eşleştirilmesi işleminin uygulanabilir ve tekrarlanabilir olduğu görülmüştür. Görüntü eşleştirme yazılımında anatomik noktaların belirlenmesinin çok kritik önemi olduğu kaydedilmiştir. BT ve rekonstrükte MRG kesitleri üzerinde yeterli hassaslıkta konturlama yapılabildiği gözlenmiştir. MRG üzerinde girilen konturların anlamlı derecede daha büyük olduğu ve MRG görüntülerinden faydalanmanın radyoterapi planlamasına geliştirici etkide bulunduğu anlaşılmıştır.

Tedavi planlama yazılımından elde ettiğimiz verilerin istatistiksel analizi sonucunda BT-MRG görüntü eşleştirilmesinin hata sınırları içinde uygulanabildiği ve işlemin hedef hacim belirlemede anlamlı bir etkisinin olduğu anlaşılmıştır.

Göz konturlarının merkez koordinatlarının karşılaştırılması ile elde edilen en büyük sapma değerlerinin literatürdeki benzer çalışmalar ile uyum içinde olduğu görülmüştür. Ayrıca eski tedavi planlamalarının yeni tümör görüntülerine uygulanmasının ardından çizdirilen doz volüm histogramları ışığında, bugüne dek alınan tedavilerde gerekli emniyet marjlarının bırakılmış olduğu ve yeni belirlenmiş tümör hacimlerinin belirlenen dozu aldığı anlaşılmıştır.

Özet olarak, görüntü eşleştirme işleminin detaylı kalite kontrolü yapılmış ve kliniğimizde uygulanabilir olduğu gözlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Chen L, Price RA Jr, Wang L, Li J, Qin L, McNeeley S, et al. MRI-based treatment planning for radiotherapy: dosimetric verification for prostate IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60:636-47.
2. Krempien RC, Daeuber S, Hensley FW, Wannemacher M, Harms W. Image fusion of CT and MRI data enables improved target volume definition in 3D-brachytherapy treatment planning. *Brachytherapy* 2003;2(3):164-71.
3. Leong JL, Batra PS, Citardi MJ. CT-MR image fusion for the management of skull base lesions. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2006;134(5):868-76.
4. Mongioj V, Brusa A, Loi G, Pignoli E, Gramaglia A, Scorsetti M, et al. Accuracy evaluation of fusion of CT, MR, and spect images using commercially available software packages (SRS PLATO and IFS). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;43(1):227-34.
5. Mutic S, Dempsey JF, Bosch WR, Low DA, Drzymala RE, Chao KS, et al. Multimodality image registration quality assurance for conformal three-dimensional treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51(1):255-60.
6. Petersch B, Bogner J, Fransson A, Lorang T, Pötter R. Effects of geometric distortion in 0.2T MRI on radiotherapy treatment planning of prostate cancer. *Radiother Oncol* 2004;71(1):55-64.
7. Servois V, Chauveinc L, El Khoury C, Lantoine A, Olivier L, Flam T, et al. CT and MR image fusion using two different methods after prostate brachytherapy: impact on post-implant dosimetric assessment. *Cancer Radiother* 2003;7(1):9-16. [Abstract]
8. Zhu YM, Cochoff SM. An object-oriented framework for medical image registration, fusion, and visualization. *Comput Methods Programs Biomed* 2006;82(3):258-67.
9. Khoo VS, Adams EJ, Saran F, Bedford JL, Perks JR, Warrington AP, et al. A Comparison of clinical target volumes determined by CT and MRI for the radiotherapy planning of base of skull meningiomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;46(5):1309-17.
10. Kagawa K, Lee WR, Schultheiss TE, Hunt MA, Shaer AH, Hanks GE. Initial clinical assessment of CT-MRI image fusion software in localization of the prostate for 3D conformal radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;38(2):319-25.