

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ÇOK YAPRAKLI VE KON KOLİMATÖRLER İLE YAPILAN STEREOTAKTİK
RADYOCERRAHİ VE YOĞUNLUK AYARLI STEREOTAKTİK RADYOCERRAHİ
UYGULAMALARININ DOZİMETRİK DEĞERLENDİRİLMESİ

LEVENT GÖNÜLTAŞ

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

ANKARA
2010

HER HAKKI SAKLIDIR

TEZ ONAYI

Levent GÖNÜLTAŞ tarafından hazırlanan “çok yapraklı ve kon kolimatörler ile yapılan stereotaktik radyocerrahi ve yoğunluk ayarlı stereotaktik radyocerrahi uygulamalarının dozimetrik değerlendirilmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Medikal fizik Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Jüri Üyeleri :

Başkan:

Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Radyasyon Onkolojisi A.D.

Prof. Dr. Müge AKMANSU

Gazi Üniversitesi, Radyasyon Onkolojisi A.D.

Yar. Doç. Dr. Turan OLGAR

Ankara Üniversitesi, Medikal Fizik A.D.

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof. Dr. Doğan BOR

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

ÇOK YAPRAKLI VE KON KOLİMATÖRLER İLE YAPILAN STEREOTAKTİK RADYOCERRAHİ VE YOĞUNLUK AYARLI STEREOTAKTİK RADYOCERRAHİ UYGULAMALARININ DOZİMETRİK DEĞERLENDİRİLMESİ

Levent GÖNÜLTAŞ

Ankara Üniversitesi
Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Bu çalışmada intracranial tümöre sahip 10 tane hasta 3 mm DMLC(Dynamic Multileaf Collimator), 5 mm DMLC ve cone kolimatörler kullanılarak SRS (Stereotactic Radiosurgery) ileri planlama tekniği ile ERGO++ tedavi planlama sisteminde planlanmıştır. Planlamaların DVH (Dose Volume Histogram) ve $CI_{yeni}(d)$ (Conformity Index) sonuçları incelenerek 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak tümörün şekline göre kullanılan kolimatör şekline ve kolimatör yaprağı genişliğine bağlı olarak planlama sonuçlarının değiştiği görülmüştür. Ayrıca en iyi planlama ile hastanın tedavi edilmesi için planlama sonuçlarının incelenmesinde genelde kullanılan DVH sonuçlarının yanı sıra $CI(d)$ sonuçlarının da incelenmesi ve her iki dozimetrik değerlendirme yöntemi sonucuna göre optimizasyon yöntemi ile hastanın tedavi edilmesi gerektiği gösterilmiştir.

2010, 94 sayfa

Anahtar Kelime: Stereotaktik radyocerrahi (SRS: Stereotactic Radiosurgery), Doz hacim histogram (DVH: Dose Volume Histogram), Uygunluk göstergesi (CI: Conformity Index), dinamik çok yapraklı kolimatör (DMLC: Dynamic Multileaf Collimator), Cone Kolimatör, Dozimetri

ABSTRACT

MSc. Thesis

DOZİMETRİK EVALUATION OF MULTILEAF AND CONE COLLIMATORS IN STEREOTACTİK RADİOSURGERY AND İNTENSİTY MODULATED STEREOTACTİK RADİOSURGERY PRACTİCE

Levent GÖNÜLTAŞ

Ankara University
Graduate School of Nuclear Sciences
Department of Medical Physics

Supervisor: Assoc.Prof.Dr. Bahar DİRİCAN

10 patient, with intracranial tumors were treated in ERGO++ treatment planning system with SRS using 3 mm DMLC, 5 mm DMLC and cone collimator in this trial. DVHs and CI results were assessed and compared for 3 mm DMLC, 5 mm DMLC and cone collimator plannings. It was concluded that planning results would change depending on the tumor' s shape, thus the collimator' s shape and the collimator leaf width. Also, in addition to DVH results using the CI results were found to be useful to achieve the best plan for the patient.

2010, 94 pages

Key Words: Stereotactic Radiosurgery, Doz Volume Histogram, Conformity Index, Dynamic Multileaf Collimator, Cone Collimator, Dosimetry.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarımı yönlendiren, araştırmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek akademik ortamda olduğu kadar beşeri ilişkilerde de engin fikirleriyle yetişme ve gelişmeye katkıda bulunan danışman hocam sayın Doç. Dr. Bahar DİRİCAN'a, yüksek lisans eğitimim süresince desteklerini ve engin bilgilerini esirgemeyen değerli enstitü müdürümüz ve hocam sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a, yüksek lisans eğitimim süresince her anlamda desteklerini ve engin bilgilerini esirgemeyen değerli hocam sayın Yrd. Doç. Dr. Turan OLGAR' a ve sayın Gönül BUYAN' a en derin duygularıyla teşekkür ederim.

Yüksek lisans tez çalışmamda bana olanak sağlayan ve yüksek lisans tezim süresince beni yönlendiren değerli GATA Radyasyon Onkolojisi A.D. Başkanı sayın Prof. Dr. Murat BEYZADEOĞLU' na, yüksek lisans tezim aşamasında bilgilerini esirgemeyen sayın Doç. Dr. Kaan OYSUL' a ve sayın Dr. Ferhat DİNÇOĞLAN' a teşekkür ederim.

Yüksek lisans tezim boyunca maddi manevi desteklerini, bilgilerini ve tecrübelerini esirgemeyerek beni yönlendiren değerli arkadaşlarım sayın Ayça ÇAĞLAN' a, sayın Esin GÜNDEM' e, sayın Yelda KAHYA' ya, sayın Elif ÖNAL' a en derin duygularıyla teşekkür ederim.

Tüm yaşantım boyunca sahip oldukları en küçük zerreciği de dahil olmak üzere her şeylerini benimle paylaşmaktan çekinmeyen en kıymetli varlıklarım babam Bülent GÖNÜLTAŞ' a, annem Hicaziye GÖNÜLTAŞ' a, kardeşlerim Fevzi Mustafa GÖNÜLTAŞ' a, Sabiha GÖNÜLTAŞ' a ve Kadriye ARAPOĞLU' na ve benimle iyi günü kötü günü paylaşan, yüksek lisans tezim boyunca bana sabır gösteren biricik eşim Özlem TAHTALIOĞLU GÖNÜLTAŞ' a en derin sevgilerimle teşekkür ederim.

Levent GÖNÜLTAŞ
ANKARA, NİSAN 2010

KISALTMALAR DİZİNİ

SRS	(Stereotactic Radiosurgery)
DVH	(Dose Volume Histogram)
CI	(Conformity Index)
DMLC	(Dynamic Multileaf Collimator)
BT	(Bilgisayarlı Tomografi)
MR	(Magnetik Rezonans)
ICRU	(International Commission on Radiation Units and Measurement)
TCP	(Tumor Control Probability)
NTCP	(Normal Tissue Complication Probability)
PITV	(Prescription Isosode Volume/Tumor Volume)
PIV	(Prescription Isosode Volume)
TV _{PIV}	(Tumor Volume into Prescription Isosode Volume)
TİH(d)	(d dozunu alan, Tanımlanan İzodoz Hacmi)
TH	(Tümör Hacmi)
TH(d)	(d dozunu alan, Tümör Hacmi)
KRT	(Konvansiyonel Radyoterapi)
3DCRT	(3 Dimension Conformal Radiation Therapy)
IMRT	(Intensity Modulation Radiation Therapy)
ROI	(Region of Interest)
VDD	(Volume Dose distribution)
QA	(Quality Assurance)
TD5/5	(5 yılda % 5 oranında geç radyasyon hasarına neden olan Tolerans Doz)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Bir medikal lineer hızlandırıcı tedavi cihazının blok diyagramı.....	2
Şekil 2.2 Lineer hızlandırıcının tedavi kafası (a)foton tedavisi aşaması (b)elektron tedavisi aşaması.....	3
Şekil 2.3 X-ışını azalımının ölçümü.....	5
Şekil 2.4 BT cihazında görüntünün elde edilmesi. (Şekildeki μ değerleri gerçek değerleri yansıtmamaktadır).....	6
Şekil 2.5 t grid mesafesinde noktaların 2 boyutlu grid taslağı. ((A,B) (C,D) alan çiftleri kendi aralarında eşit alana sahip bölgelerdir fakat farklı sayıda nokta içerirler).....	9
Şekil 2.6 3 kübik hacim için($50, 300, 1000 \text{ cm}^3$), t grid değerinde düzenli olarak dağılan noktalarda hesaplanan ortalama görelî hacim hatası.....	13
Şekil 2.7 Nokta sayısı fonksiyonu olarak hacim hesabındaki ortalama görelî hata.....	14
Şekil 2.8 Rasgele ve düzenli olarak oluşturulmuş 500 tane hesaplama noktası için %10 luk tümör hacminde doz açığının bir fonksiyonu olarak TCP hesabındaki mutlak hata(a), rasgele ve düzenli olarak oluşturulmuş 500 tane hesaplama noktası için %20 lik doz açığını kapsayan hacmin bir fonksiyonu olarak TCP hesabındaki mutlak hata(b)..	15
Şekil 2.9. Düzenli grid noktaları ile örnekleme ve rasgele örneklemenin her ikisi için doz açığı fonksiyonu olarak (a), ve hacim açığının bir fonksiyonu olarak(b), TCP hesabının %2 lik doğruluk ile gerçekleştirilebilmesi için gerekli nokta sayısı.....	16
Şekil 2.10 İki büyüklükte ve derinlikte soğuk nokta için TCP hesaplarının her birinde 400 rasgele nokta kullanılarak 500 000 kere tekrarlanan TCP hesap hatasında kümülatif dağılımı.....	17
Şekil 2.11 Gerçeğe yakın durumların analizi için 8 cm çapında küresel bir hacim 10 MV enerjide iki tane karşılıklı ışın demeti ile simülasyonu(a) farklı pay değerlerinde simülasyonu yapılan küresel hacim için DVH(b).....	18
Şekil 2.12 Işın kenar pozisyonunun bir fonksiyonu olarak TCP değeri(a), TCP hesabı için kullanılan rasgele nokta sayılarının bir fonksiyonu olarak 0 ve 8 mm pay için TCP değerinin % 95 güven sınırı içinde olması(b).....	19
Şekil (2.13) Rasgele olarak seçilmiş noktalar arası ortalama mesafeden veya düzenli grid matris'i üzerinde seçilmiş noktalar arası mesafeden daha küçük bir ince uzantılı örnek bir alan.....	20
Şekil 2.14 Her biri aynı PIV (Prescription Isodose/Tumor Volume) oranına sahip 4 farklı tedavi planı.....	22
Şekil 2.15 Tanımlanan izodoz hacmi içinde kalan hedef hacim.....	23
Şekil 2.16 Sadece hedefi değil birde hedef etrafındaki sağlam dokuları kapsayan büyük PI (Prescription Isodose).....	24
Şekil 2.17.TV (Tumor Volume) den daha küçük hedefin merkezinde PIV (Prescription Isodose Volume)	24
Şekil 3.1: Hastanın termoplastik maske ile sabitlenmesi.....	31
Şekil 3.2: Multimodal lokalizer çerçeve görüntüsü.....	32
Şekil 3.3: Tümör lokalizer çerçeve görüntüsü.....	32
Şekil 3.4: Hastaya BT görüntüleme ile eş zamanlı olarak radyasyona duyarlı maddenin verilmesi.....	33
Şekil 3.5: Gantry' e sonradan monte edilen 3 mm DMLC görüntüsü.....	34
Şekil 3.6: Gantry' e sonradan monte edilen 5 mm DMLC görüntüsü.....	34
Şekil 3.7: Farklı çaplara ait (5-40 mm) cone kolimatörler.....	35

Şekil 4.1: M.K' ya ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.....	39
Şekil 4.2: M.K.' ya ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.....	40
Şekil 4.3: K.H.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.....	43
Şekil 4.4: K.H.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.....	45
Şekil 4.5: Ş.Ö.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.....	48
Şekil 4.6: Ş.Ö.' ye ait DVH ten alınan omuz kısmı görüntüsü.....	48
Şekil 4.7: Ş.Ö.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.....	49
Şekil 4.8: M.G.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.....	52
Şekil 4.9: M.G.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.....	53
Şekil 4.10: F.Ö.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.....	57
Şekil 4.11: F.Ö.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.....	58
Şekil 4.12: A.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.....	61
Şekil 4.13: A.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.....	62
Şekil 4.14: M.S.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.....	62
Şekil 4.15: M.S.' ye ait DVH ten alınan omuz kısmı görüntüsü.....	65
Şekil 4.16: M.S.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.....	67
Şekil 4.17: N.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.....	70
Şekil 4.18: N.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen.% Doz CI(d) eğrisi.....	72
Şekil 4.19: D.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.....	75
Şekil 4.20.: D.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % doz CI(d) eğrisi.....	77
Şekil 4.21: Y.D.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.....	80
Şekil 4.22: Y.D.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.....	80
Şekil 4.23: QA setup görüntüsü.....	82
Şekil 5.1: 3 mm DMLC(soldaki) ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamada tümör(mor) beyin sapı(sarı) ve DMLC yerleşimi.....	83
Şekil 5.2: 3 mm DMLC(soldaki) ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamada tümör(sarı) kıyasma(mor) ve DMLC yerleşimi.....	84

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Örnek planlar ve CI(Conformity Index) hesapları.....	26
Çizelge 3.1. GE Light Speed BT ye ait özellikler.....	30
Çizelge 4.1: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör hacim yüzdesi.....	37
Çizelge 4.2: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.....	37
Çizelge 4.3: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).....	37
Çizelge 4.4: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör hacmi yüzdesi.....	41
Çizelge 4.5: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.....	41
Çizelge 4.6: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).....	41
Çizelge 4.7: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör hacmi yüzdesi.....	45
Çizelge 4.8: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.....	46
Çizelge 4.9: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).....	46
Çizelge 4.10: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör hacmi yüzdesi.....	50
Çizelge 4.11: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.....	50
Çizelge 4.12: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).....	50
Çizelge 4.13: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör hacmi yüzdesi.....	54
Çizelge 4.14: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.....	54
Çizelge 4.15: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).....	54
Çizelge 4.16: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör yüzdesi.....	58
Çizelge 4.17: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.....	59
Çizelge 4.18: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).....	59
Çizelge 4.19: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör yüzdesi.....	63
Çizelge 4.20: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.....	63
Çizelge 4.21: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).....	63
Çizelge 4.22: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör yüzdesi.....	67
Çizelge 4.23: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.....	68
Çizelge 4.24: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).....	68
Çizelge 4.25: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör yüzdesi.....	73
Çizelge 4.26: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.....	73
Çizelge 4.27: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).....	73
Çizelge 4.28: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör yüzdesi.....	77
Çizelge 4.29: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.....	78
Çizelge 4.30: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).....	78

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
KISALTMALAR DİZİNİ.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	vii
1.GİRİŞ.....	1
2.KURAMSAL TEMELLER.....	2
2.1.Radyoterapide Kullanılan Cihazlar ve Genel Özellikleri.....	2
2.1.1.Lineer hızlandırıcılar.....	2
2.1.2.Bilgisayarlı tomografi (BT).....	4
2.2.Planlama sonuçlarının değerlendirilmesinde kullanılan dozimetrik fonksiyonlar...7	
2.2.1.Doz hacim histogramı (DVH:Dose Volume Histogram).....	7
2.2.2.Conformity index (CI).....	7
2.2.3.DVH hesaplamasında kullanılan algoritma(NIEM 005: Random Sampling for Evaluating Treatment Plans).....	8
A.Nümerik integrasyon yöntemi ile hacim hesabı.....	9
a.Düzenli kartezyen grid matrisinde üretilen noktalar ile örnekleme.....	9
b.Rasgele olarak üretilen noktalar ile örnekleme.....	10
B.Doz hacim histogramları ve hacim doz dağılımları.....	10
C.TCP (Tumor Control Probability) ve NTCP (Normal Tissue Complication Probability) nin hesaplanması.....	11
D.DVH oluşturma yöntemlerinin değerlendirilmesi.....	13
2.2.4.CI hesaplamasında kullanılan algoritma (Padd 001:A Simple Scoring Ratio To Index The Conformity Of Radiosurgical Treatment Plans).....	21
2.2.5.Yeni Uygunluk Göstergesi (CI).....	26
3.MATERYAL VE YÖNTEM.....	30
3.1.Bilgisayarlı Tomografi cihazı (GE Light Speed Bilgisayarlı Tomografi (BT)).....	30
3.2.Lineer Hızlandırıcı Cihazı(Elekta Synergy).....	30
3.3.Stereotactic Radio Surgery(SRS) Tedavi Tekniği.....	30
3.4.SRS Tedavi Adımları.....	31
3.4.1.İmmobilizasyon.....	31
3.4.2.Görüntüleme ve tümör lokalizasyonu.....	31
3.4.5.Planlama ve Tedavi.....	33
3.4.6.QA Planlama.....	36
4.HESAPLAMALAR VE BULGULAR.....	36
5.TARTIŞMA VE SONUÇLAR.....	82
KAYNAKLAR.....	87
EKLER.....	88

EK A Kartezyen Grid Üzerindeki Düzenli Noktalar ile Örnekleme için Hacim Hesabındaki Hata Formülasyonu.....	88
EK B Rasgele Örnekleme için Hacim Hesabındaki Hata Formülasyonu.....	90
EK C DVH' den Elde Edilen TCP ve NTCP Hesabı için Hata Formülasyonu.....	92
ÖZGEÇMİŞ.....	94

1.GİRİŞ

Günümüzde gelişen teknoloji ile radyoterapi alanında planlama teknikleri her geçen gün kendini yenilemektedir. 1951 yılında Leksell tarafından tanımlanan ve orta voltaj X-ışınları ile hasta tedavi edilen SRS (Stereoatatic Radio Surgery) tekniği günümüzde çok büyük değişikliklerle hastalar üzerinde uygulanarak çok başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Bu başarılı sonuçlar, gelişen teknoloji ile radyoterapi alanına giren çok fonksiyonlu olan lineer hızlandırıcılar, 3 boyutlu bilgisayarlı tomografi(BT), magnetik rezonans (MR), 3 boyutlu tedavi planlama sistemleri, bu görüntüleme sistemlerinden elde edilen görüntüleri birleştirerek tümör ve riskli organ hacimlerinin daha iyi belirlenmesini sağlayan füzyon tekniği, geliştirilen hasta sabitleyici sistemler, cone kolimatör, 3 mm DMLC (Dynamic Multileaf Collimator) ve 5 mm DMLC ler ile sağlanmaktadır. SRS tekniği ile hasta tek fraksiyonda yüksek dozlar ile tedavi edilir. Bu nedenden dolayı teknolojinin radyoterapi alanına sunduğu bu yenilikten en uygun şekilde yararlanmak için planlamalar sonucunda elde edilen dozlar ayrıntılı bir şekilde incelenmelidir. Tümörün maksimum homojen doz ve riskli organların ve normal dokuların minimum doz almasını sağlayan bir doz dağılımı elde etmek için çalışılmalıdır.

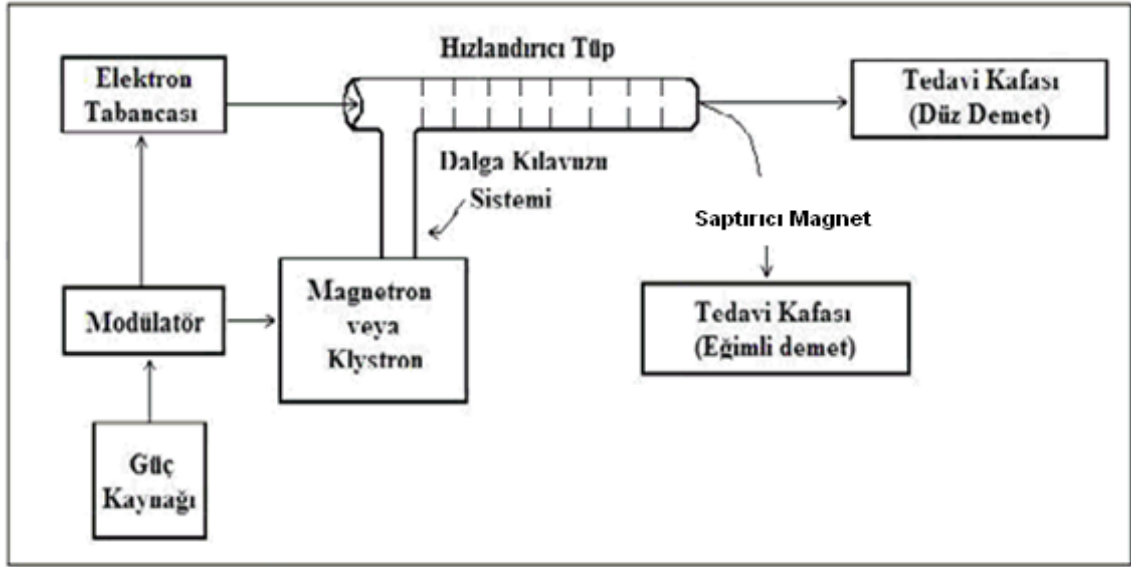
Genelde her bir klinikte tedavi planlamalarının değerlendirilmesinde sadece DVH(Dose Hacim Histogram) sonuçları kullanılır. Yani DVH sonuçları ışığında en uygun planlama yaratılmaya çalışılır. Bu çalışmada, özellikle SRS tekniğinde tek seferde yüksek dozlara çıkıldığı için planlama sonuçlarının değerlendirilmesinde sadece DVH sonuçlarının yeterli olmadığı buna ek olarak birde uygunluk göstergesi olan CI(Conformity Index) sonuçlarının göz önünde bulundurulması gerektiği gösterilmiştir. Ayrıca 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlama sonuçlarının, tümörün şekline göre kullanılan kolimatör yaprağı genişliğine bağlı olarak değiştiği gösterilmiştir.

2.KURAMSAL TEMELLER

2.1. Radyoterapide Kullanılan Cihazlar ve Genel Özellikleri

2.1.1. Lineer hızlandırıcılar

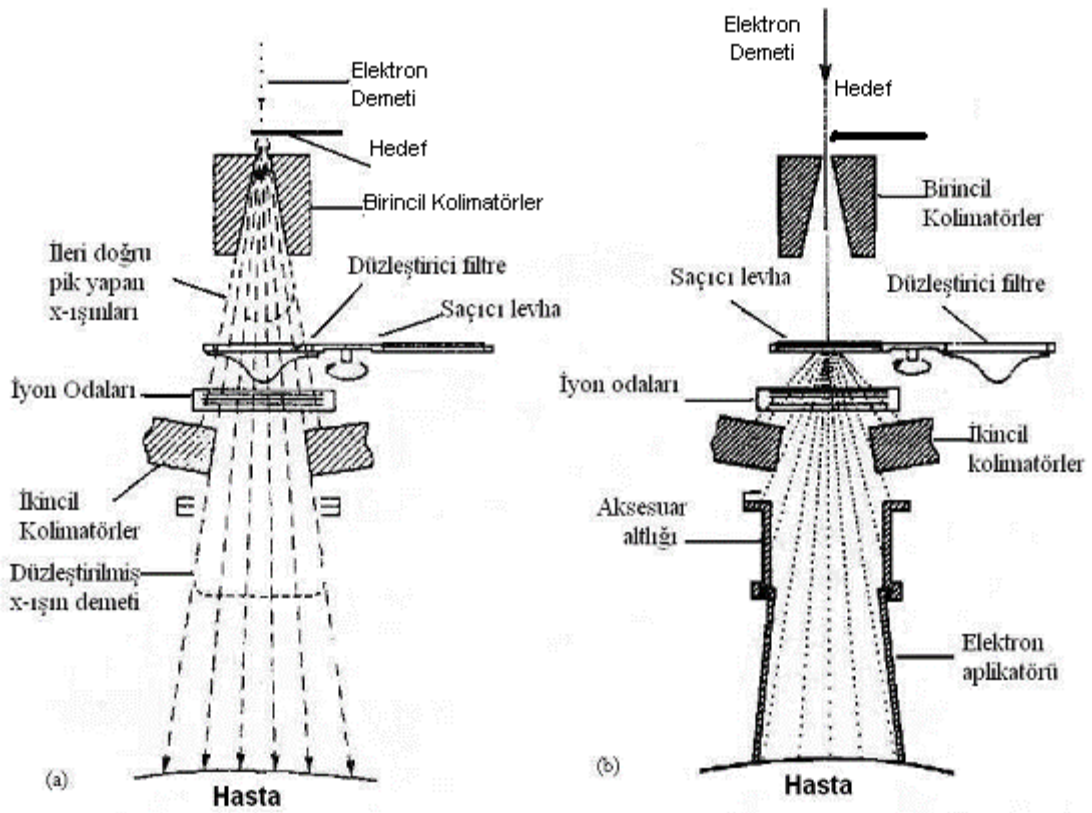
Lineer hızlandırıcı, elektron gibi yüklü parçacıkları lineer bir tüp boyunca hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromagnetik dalgaları kullanan bir cihazdır. Yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabilirken, elektronların hedefe çarptırılmasıyla oluşan X-ışınları derine yerleşmiş olan tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. (Khan 1994)



Şekil 2.1 Bir medikal lineer hızlandırıcı tedavi cihazının blok diyagramı.

Şekil (2.1) de blok diyagramda bir medikal lineer hızlandırıcının en önemli bölümleri gösterilmektedir. Bir güç kaynağı şebekeye DC akımı sağlar. Modülör ise güç kaynağından elde ettiği DC akımı içinde bulunan hidrojen thyatron lambaları ile pulse'li akıma çevirerek magnetron veya klystrona gönderir. Yüksek frekanslı güç kaynağı olarak magnetron veya klystron kullanılır. Bu kaynaklardan frekansı yaklaşık 3000 MHz olan elektromagnetik dalgalar elde edilir. Elde edilen elektromagnetik dalgalar hızlandırıcı tüpün içerisine gönderilir. Elektron tabancasından 50 keV'luk enerji ile hızlandırıcı tüpün içerisine gönderilen elektronlar magnetron veya klystrondan elde edilen elektromagnetik dalga üzerine bindirilerek hızlandırıcı tüp içerisinde oluşan elektrik alan ile etkileşime girerler ve elektrik alan sayesinde enerji kazanırlar.

Hızlandırma sırasında elektronları bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine ince bir demet halinde göndermek için, tüp boyunca magnetik odaklayıcı alanlar kullanılır. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık 5 MeV/metre'dir. Hızlandırıcı tüpün sonunda yer alan 90° - 270° saptırıcı magnet ise daha küçük boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için kullanılırlar. Çıkan bu elektronların kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılır ya da elektron demeti hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X-ışınları elde edilir ve bu ışınlar derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılırlar. (Dirican 2005)



Şekil 2.2 Linear hızlandırıcının tedavi kafası (a)foton tedavisi aşaması (b)elektron tedavisi aşaması.

Işınlar hastaya verilmeden önce foton tedavisinde düzleştirici filitrelerden (flattening filter), elektron tedavisinde ise saçıcı filtreden (scattering filter) geçirilir. Çünkü foton tedavisinde lineer hızlandırıcı tüpten çıkan hızlandırılmış elektronlar hedefe çarptırılarak foton elde edilir ve dolayısıyla foton demetinde bir düzensizlik oluşacaktır bu düzensizliği ortadan kaldırmak için düzleştirici filtre kullanılır. Elektron tedavisinde

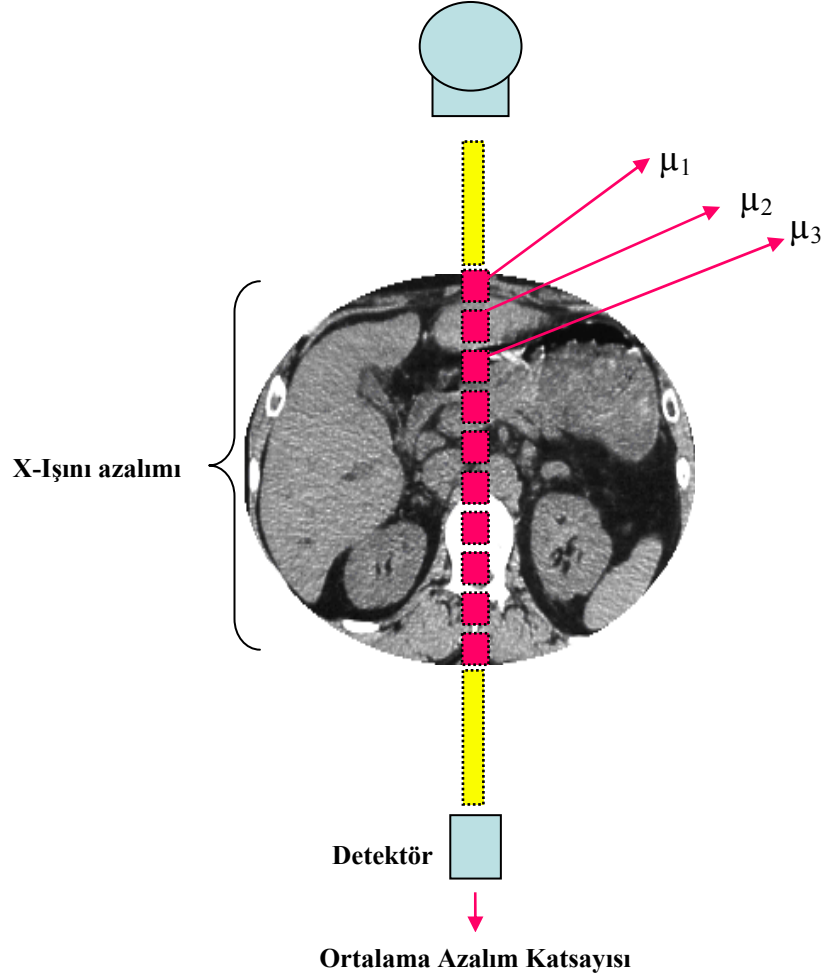
ise lineer hızlandırıcı tüpten elde edilen hızlandırılmış elektron hasta üzerine ince bir demet halinde geleceği için hasta üzerinde daha homojen bir dağılım elde etmek adına elektron demeti hastaya ulaşmadan önce saçıcı filtreden geçirilirler. Düzleştirici filtreler W(Tungsten) ve Al(Alüminyum)'dan yapılmıştır. Cihazın kafası içinde sızıntı radyasyonu önlemek için birincil kolimatörler, gelen foton ya da elektron demetini sadece ilgili alana ulaştırmak için ikincil kolimatörler, tanımlanan dozun ilgili alana ulaştığının kontrolü için monitör iyon odaları, elektron ya da foton demetinin ulaştığı ilgili alanı görmek ve kontrol etmek için ışık demeti sistemi ve ayna sistemi bulunur. Kolimatörün alt kısmında tümörün yapısına uygun homojen doz dağılımını elde etmek için wedge filtre yerleri ve tümöre belirlenen dozu verirken tümör etrafındaki riskli organ ve normal dokuları korumak için kullanılan koruyucu bloklar için koruyucu blok tepsi yerleri vardır.

Lineer hızlandırıcının çalışmasında kritik olan diğer sistemler ve yardımcı sistemler, lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını düzenlemek için bir soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için bir iyon pompası sistemi, pnömatik sürücüler için bir basınç sistemi, iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını artırmak için bir gaz sistemidir.

2.1.2.Bilgisayarlı tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografi (computerized tomography) kelime anlamıyla; eski yunanca kelimeler olan TOMO (kesit) ve GRAPHY (görüntü) 'den oluşmuştur. Anlamı bilgisayarlı kesit görüntüsü oluşturmaktır. Bilgisayarlı Tomografi(BT) 1972 yılında Hounsfield ve Ambrose adında iki bilim adamı tarafından tüm bilim dünyasına tanıtıldı. Bilgisayarlı tomografi X-ışını kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik teşhis yöntemidir. BT'nin temeli Röntgen cihazlarında kullandığımız X-Işını Tüpü teknolojisine benzer bir yapıya dayanır. Ancak diğer X-ışını cihazlarının aksine bu cihazın tüpü sürekli dönmekte olan bir gantri'ye bağlıdır. Sürekli dönen bu tüp ve tam karşısına yerleştirilmiş detektör vasıtasıyla cihaz her açıdan organın görüntülerini alarak bunları bilgisayarda işler ve görüntüsü istenen organın kesit görüntüsünü oluşturmuş olur.

Bilgisayarlı tomografi cihazının ilk ve en önemli bileşeni olan gantri; basit olarak ifade edilirse dönen bir halkadır. Gantri; halka şeklinde bir geometriye sahiptir. Bu halkanın bir ucunda gelişmiş ve yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü, tam zıt ucunda da bu X-ışını tüpünden gelen ışınları algılayabilecek bir detektör bulunur. Gantri belirli bir hızla döner ve belirli periyotlarla gönderilen ışınlar detektör tarafından algılanır ve görüntü oluşturulur. Detektörden gelen veriler bir Analog Dijital Çevirici kullanılarak sayısal verilere dönüştürülür ve bu görüntü bilgileri BT cihazının görüntü bilgisayarlarında işlenerek BT görüntüleri oluşturulur. Sonuçta dokuların birbiri ardı sıra kesitsel görüntüleri oluşturulmuş olur. Oluşturulan görüntüler bilgisayar ekranından izlenebilir ya da bu görüntüler filme aktarılabilceği gibi gerektiğinde tekrar bilgisayar ekranına getirmek üzere optik diskte de depolanabilir.



Şekil 2.3 X-ışını azalımının ölçümü

Şekilde görüldüğü gibi X-ışını tüpünden çıkan X-ışınları hasta içerisinde belli bir azalıma uğradıktan sonra detektöre ulaşır. Soğurulmanın miktarı, görüntü ile ilgili bilginin kaynağıdır ve soğurma katsayılarına bağlı BT numaraları üretilmektedir. BT numaraları, her hacim elemanında, doku azalım katsayılarını suyun azalım katsayısına göre görece olarak karakterize eder. BT numaraları, -1000 (hava için) ile +1000 (kemik için) arasındadır. Hounsfield birimi ile kullanılan BT numarası (H) :

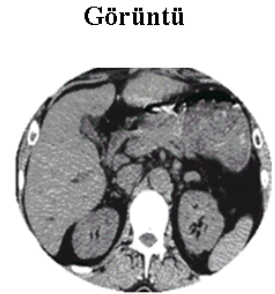
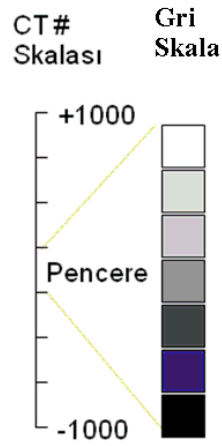
$$H = \frac{\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}}{\mu_{\text{su}}} \times 1000$$

eşitliği ile hesaplanmaktadır. BT numarası, gri skalaya dönüştürülerek görüntü meydana gelmektedir.(Bor 2005)BT görüntülerinde kemik dokusu yumuşak dokuya kıyasla daha belirgindir. Çünkü yumuşak dokunun μ azalım katsayısı kemik dokunun μ azalım katsayısına kıyasla suya daha yakındır. Bundan dolayı BT görüntülerinde kemik doku yüksek kontrastlı olarak elde edilir.

Hafızadaki Görüntü

0	0	0	0	0	0	0	0
0	33	20	0	65	53	32	0
1	90	32	13	44	24	31	0
0	50	52	67	77	98	14	0
0	23	81	3	54	53	11	10
0	22	42	3	70	74	51	0
0	34	21	71	62	41	30	7
0	0	21	0	0	0	0	0

μ Değerleri



Şekil 2.4 BT cihazında görüntünün elde edilmesi. Şekildeki μ değerleri gerçek değerleri yansıtmamaktadır.

Günümüzde BT cihazları teşhis amacının yanında radyoterapi tedavi planlamalarında da yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. BT cihazlarının hasta anatomisini ve tümör dokusunu kesit kesit görüntüleyebilme kabiliyeti sayesinde radyoterapide kullanılan konvansiyonel simülatörlerin yerini alarak, üç boyutlu radyoterapi planlamaları yapmaya olanak sağlamıştır. BT numaraları doku yoğunlukları ile ilişkilidir, bunun

sayesinde tedavi planlama sisteminde heterojenite düzeltmelerinin yapılmasına olanak sağlar. Bir BT simülatör, standart bir BT cihazında bulunan özelliklere ek olarak, tedavi merkezini ayarlama da kullanılan lazerlere, tedavi masasının özelliklerine uygun düz bir masa ya da yatağa ve hasta hareketini minimuma indirecek ekipmanlara sahip olmalıdır. (Khan 2007) Görüntüler elde edilirken hastanın hareketsizliğinin sağlanması ve lineer hızlandırıcı tedavi masasına yatırılan hastanın BT çekilirken verilen pozisyonda yatması üç boyutlu radyoterapi planlaması için önemlidir.

2.2.Planlama sonuçlarının değerlendirilmesinde kullanılan dozimetrik fonksiyonlar

Bu çalışmada, 3 boyutlu tedavi planlamalarının sonuçları dozimetrik olarak DVH ve CI sonuçları kullanılarak incelenecektir.

2.2.1.Doz hacim histogramı (DVH: Dose Volume Histogram)

DVH(Dose Volume Histogram) olarak kısaltılan doz hacim histogramı, tümör ve riskli doku hacminin her bir bölümünün ne kadar doz aldığı tespitini için kullanılır. Dozimetrist ve hekim, tümöre verilen toplam dozun, ışınlanan tümör hacminin her bir kesrine %100' ünün ulaştığını gösteren DVH eğrisi elde etmek isterken, aynı zamanda riskli organ hacmini oluşturan her bir bölmenin mümkün olan en az dozu aldığını gösteren DVH eğrisi elde etmek ister. Bu çalışmada ilerleyen bölümlerde 3 boyutlu tedavi planlama sistemlerinin DVH eğrilerini oluşturmada kullanılan NIEM-005(Random Sampling for Evaluating Treatment Plans) algoritması anlatılacaktır.

2.2.2.Conformity index (CI)

CI(Conformity Index) olarak kısaltılan uygunluk göstergesi, radyocerrahi doz dağılım hacminin hedef hacim şekli ve boyutlarına ne kadar uygun olduğunun bir ölçüsüdür. Bu çalışmada ilerleyen bölümlerde CI' in oluşturulmasında kullanılan Padd-001(A Simple Scoring Ratio to Index The Conformity of Radiosurgical Treatmens Plans) algoritması

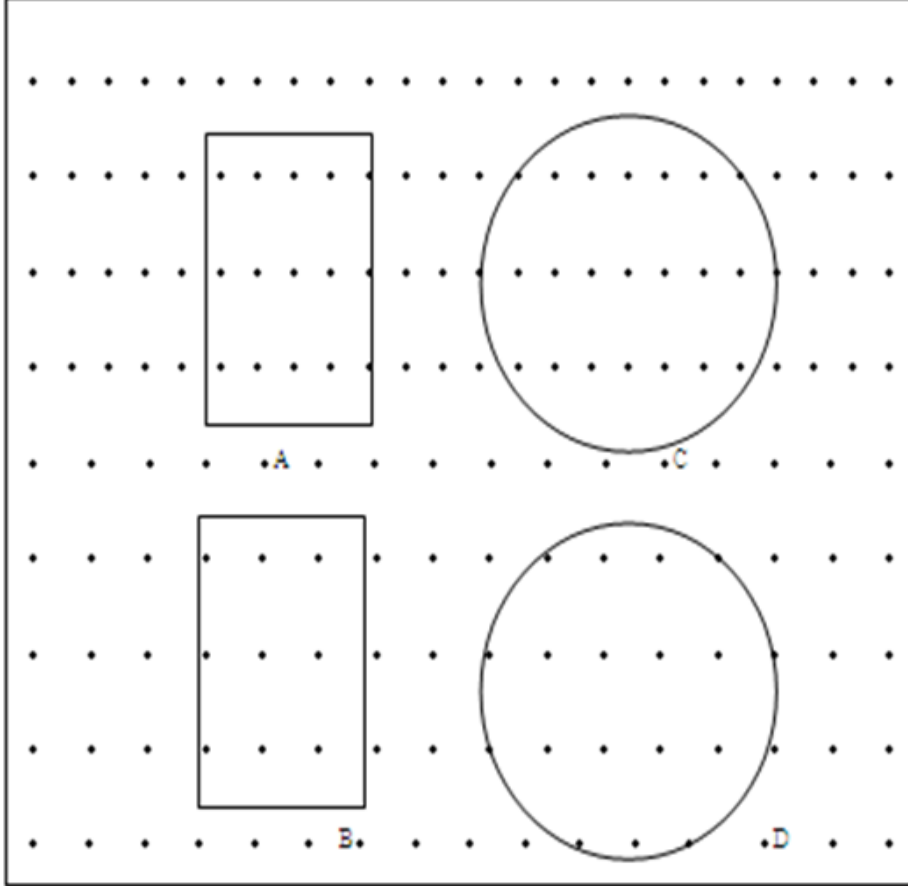
ve bu algoritma ve ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) CI tanımından yola çıkarak belirlenen yeni CI tanımı anlatılacaktır.

2.2.3.DVH hesaplamasında kullanılan algoritma(NIEM 005: Random Sampling for Evaluating Treatment Plans)

Tedavi planlarının değerlendirilmesi için tedavi planları ile ilgili doz dağılımlarının bilinmesi ve doz hacim histogramlarının, mümkün olan normal doku komplikasyon olasılığı NTCP (Normal Tissue Complication Probability) ve tümör kontrol olasılığı TCP (Tumor Control Probability) hesaplanabilmesi gerekir. Eğer doz hesaplama noktası hatadan bağımsız ise yukarıdaki niceliklerin hesabından kaynaklanan, doz örnekleme metodu nedeni ile oluşan belirsizlikler vardır. Bu konu doğrultusunda hacim hesaplamasının analiz edilmesi gerekir, çünkü hacim hesabında oluşabilecek olan herhangi bir hata ilgili hacim üzerindeki doz dağılımının hesaplanmasında hataya yol açacaktır. Hacim ve tedavi planının değerlendirilmesinde kullanılan niceliklerin hesaplanmasında oluşan hata, rasgele örnekleme metodu ve düzenli kartezyen grid üzerinde örnekleme metodu ile hesaplanarak 3 boyutlu tedavi planlama sistemlerinde DVH hesaplamada kullanılan rasgele örnekleme metodunun avantajları ve geri dönüşümleri tartışılacaktır.

A.Nümerik integrasyon yöntemi ile hacim hesabı

a.Düzenli kartezyen grid matrisinde üretilen noktalar ile örnekleme



Şekil 2.5 t grid mesafesinde noktaların 2 boyutlu grid taslağı. ((A,B) (C,D) alan çiftleri kendi aralarında eşit alana sahip bölgelerdir fakat farklı sayıda nokta içerirler)

Şekil (2.5) noktaların 2D düzenli matris noktalarını ve aynı alanlar ile iki çift ilgili bölge (ROI:Region of Interest) gösterir. Eğer ROI nin alanı ROI içindeki nokta sayılarının sayılması ile hesaplanabilseydi, A ve C nin yerini belirleyen ROI sırasıyla 15 ve 21 lik bir alana sahip gibi hesaplanacaktı, fakat B ve D' yi belirleyen aynı ROI sırasıyla 9 ve 16 lık bir alana sahip gibi hesaplanacaktı. Açıkça, alanın hesabı (veya 3D durumda hacmin) ROI ve hesaplanan grid arasındaki ilişkiye bağlıdır. Yani, 2D durum için alan veya 3D durum için hacim hesabı ROI içindeki nokta sayısı ve grid boyutu arasındaki ilişkiye bağlıdır. EK A da eşitlik (A6) da aşağıda ifade edildiği gibi kübik bir ROI 'nin hacim hesabındaki görelî hatanın ortalama mutlak değeri yaklaşık olarak hesaplanmıştır.

$$\delta_{grid}^{volume} = \frac{\Delta V}{V} = \frac{1.5}{N^{1/3}} \quad (2.1)$$

Bu eşitlikte N, ilgili hacim içinde kalan nokta sayısıdır. Eşitlik (2.2.1)'i t grid boyutu ve V mutlak hacim olmak üzere EK A daki eşitlik (A8) de olduğu gibi t ve V cinsinden ifade edebiliriz:

$$\delta_{grid}^{hacim} = \frac{1.5t}{V^{1/3}} \quad (2.2)$$

b.Rasgele olarak üretilen noktalar ile örnekleme

Bilinen V_0 hacmi içinde aynı yoğunluk fonksiyonu olasılığına göre rasgele olarak dağıtılmış N_0 noktalarını seçtiğimizi varsayalım. Monte Carlo integrasyon teoreminin kullanılması ile bilinen V_0 hacminin içine aldığı ilgili bölgenin V bilinmeyen hacmi EK B de ifade edilen eşitlik (B2) ile aşağıda olduğu gibi yaklaşık olarak ifade edilebilir.

$$V = V_0 \frac{N}{N_0} \pm V_0 \sqrt{\frac{\frac{N}{N_0} - \left(\frac{N}{N_0}\right)^2}{N_0}} \quad (2.3)$$

Burada $N \leq N_0$ olmakla beraber seçilen ROI(Region of Interest) içindeki nokta sayısıdır. EK B de eşitlik (B4) ile ifade edildiği gibi küresel hacimler için görelî hatanın ortalama mutlak değeri aşağıda ifade edildiği gibi hesaplanabilir.

$$\delta_{random}^{hacim} \approx \frac{1}{\sqrt{N_0}} \quad (2.4)$$

Eşitlik (2.1) ve eşitlik (2.4) incelendiğinde açıkça görülür ki rasgele seçilen noktalar ile örnekleme yapıldığında kartezyen grid üzerinde örnekleme göre hacmin aynı doğrulukla belirlenebilmesi için daha az örnekleme nokta sayısına ihtiyaç duyulmaktadır veya verilen örnekleme sayısı için rasgele olarak noktaların dağılımı daha doğru sonuç verir.

B.Doç hacim histogramları ve hacim doz dağılımları:

Doz hacim histogramı(DVH: Dose Volume Histogram) bir planı değerlendirmek için ve bir başka planla karşılaştırmak için değerli bir araçtır. DVH lerin doğru olarak hesaplanması için nasıl bir şekilde ihtiyaç vardır ve nasıl bir doz örnekleme bu doğruluğu etkiler? Bu soruya ilk aşamada hemen yanıt vermek zordur. Histogramın bir bölme değerindeki küçük değişikliklerin etkisi koşullara bağlıdır. Örneğin en küçük doz bölmesinde(ROI nin küçük bir kısmındaki sifıra yakın doz) %100 hacimden küçük azalmalar tümör kontrolü için muazzam bir karışıklık oluştururken, normal doku yanıtı için önemsenmeye değmez bir etki söz konusudur.

Düzenli kartezyen grid üzerinde örnekleme analizi, DVH ve doz hesabı için farklı grid kullanımı stratejisinden dolayı karmaşıktır. Dozlar görece kaba gridlerde (kaba grid boyutu önceden tahmin edip ona göre davranılan doz değişikliklerinin temelinde seçilir.) hesaplanır ve hesaplanan hacim için en büyük doğruluğu sağlayan en küçük alandaki yüzgeç grid içinde interpolasyondan hesaplanır.

Bir DVH, ilgili hacim içinde rasgele olarak dağılan noktaların doz hesabından çizdirilebilir. Ancak, plan optimizasyonu için daha iyi bir yaklaşım olan hacim doz dağılımı VDD (Volume Dose Distribution) doz boyutundan ziyade hacim boyutunda noktalardan hesaplanan kümülatif bir dağılımdır. DVH veya VDD yi belirlemede örnekleme öneminin yargılanmasında en iyi yol histogramın karmaşık biyolojik terimlerindedir. Öyle ki DVH veya VDD hesaplanmasında normal doku komplikasyon olasılığı NTCP(normal Tissue Complication Probability) veya tümör kontrol olasılığı (Tumor Control probability) TCP hesaplamalarından birinin denenmesi, örnekleme yoğunluğunun ve tekniğinin TCP veya NTCP ye etkisini belirleyecektir.

C.TCP ve NTCP nin hesaplanması

Karmaşık ifadeleri geliştirmek amacı ile aşağıdaki cebirsel ifade TCP nin basit bir sürümü kullanılarak geliştirilmiştir. Bu ifade, tümörün alt hacimlere bölüştürülerek her bir hacme eşit doz verildiğini ifade eder. DVH den TCP hesaplandığında, bu alt

hacimler, DVH in her bir bölmesi ile birebir uyuma sahiptir. Kapsamlı TCP, her bir alt hacim için TCP'nin üretilmesinden hesaplanır.

$$TCP = \prod_{i=1}^M [TCP(D_i)]^{V_i} \quad (2.5)$$

Burada M, V_i 'ye eşit kısmi hacmin alt hacimlerinin sayısı (DVH deki bölmeler) ve D_i de alt hacimlere verilen ortalama dozdur. Normal doku komplikasyon olasılığı (NTCP) için paralel bir ifadede aşağıda ifade edildiği gibi yazılabilir.

$$NTCP = 1 - \prod_{i=1}^M [1 - NTCP(D_i)]^{V_i} \quad (2.6)$$

Rasgele ve düzenli grid üzerinde örnekleme için TCP ve NTCP'nin hesaplanmasındaki görelî hata aşağıda ifade edildiği gibi EK C de açıklanmıştır.

$$\delta_{grid}^{TCP} = \frac{\Delta TCP}{TCP} |_{grid} = \frac{1,5}{N^{1/3}} \sum_{i=1}^M |\ln TCP(D_i)| V_i \quad (2.7)$$

$$\delta_{rasgele}^{TCP} = \frac{\Delta TCP}{TCP} |_{rasgele} = \frac{1}{N^{1/2}} \sum_{i=1}^M |\ln TCP(D_i)| V_i \quad (2.8)$$

$$\delta_{grid}^{NTCP} = \frac{\Delta NTCP}{NTCP} |_{grid} = \frac{1,5(1 - NTCP)}{N^{1/3}} \sum_{i=1}^M |\ln(1 - NTCP(D_i))| V_i \quad (2.9)$$

$$\delta_{rasgele}^{NTCP} = \frac{\Delta NTCP}{NTCP} |_{rasgele} = \frac{1 - NTCP}{N^{1/2}} \sum_{i=1}^M |\ln(1 - NTCP(D_i))| V_i \quad (2.10)$$

Eşitlik (2.1), (2.4), (2.7)-(2.10)' a bakıldığında NTCP, TCP ve hacim için grid ve rasgele örneklemedeki hata oranı N hesap nokta sayısı olmak üzere aşağıdaki eşitlikte ifade edildiği gibi birbirlerine eşittir.

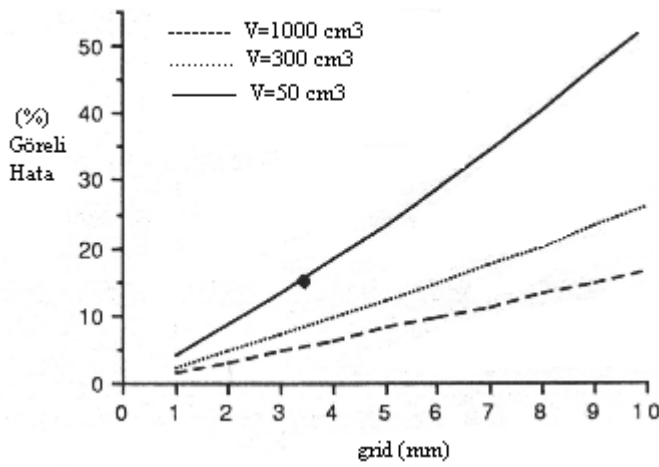
$$\frac{\delta_{grid}^{NTCP}}{\delta_{rasgele}^{NTCP}} = \frac{\delta_{grid}^{TCP}}{\delta_{rasgele}^{TCP}} = \frac{\delta_{grid}^{hacim}}{\delta_{rasgele}^{volume}} = 1,5N^{1/6} \quad (2.11)$$

N_{random} , rasgele olarak oluşturulan noktalar ile yapılan örnekleminin grid üzerinde yapılan örnekleme ile aynı doğrulukta başarılabilmesi için gerekli grid nokta sayısı N_{grid} aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$N_{grid} \cong 3,4N_{rasgele}^{3/2} \quad (2.12)$$

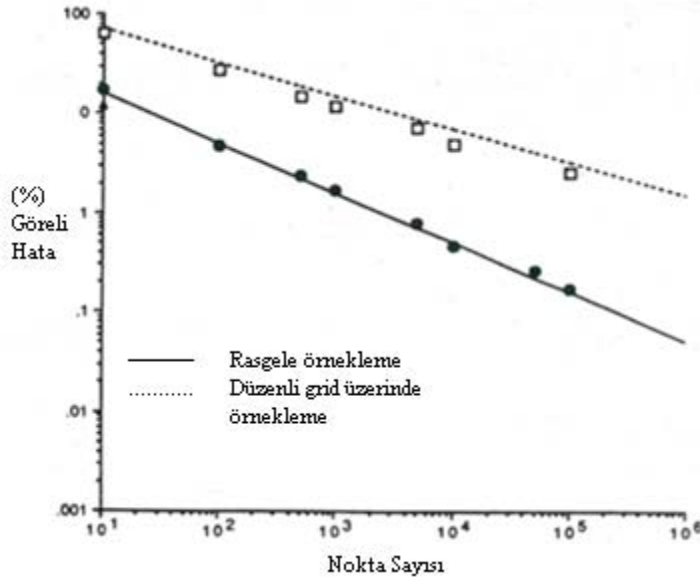
3 boyutlu durumlar için ifade edilen eşitlik (2.11) ve (2.12)' de görüldüğü gibi rasgele örnekleme düzenli grid örnekleme göre avantajlı durumdadır. Ekler' de analizinin gösterildiği gibi 2 boyutlu durumda böyle bir avantaj söz konusu değildir. Rasgele ve düzenli grid örnekleme yaklaşık olarak aynı etkiye sahiptir.

D.DVH oluşturma yöntemlerinin değerlendirilmesi



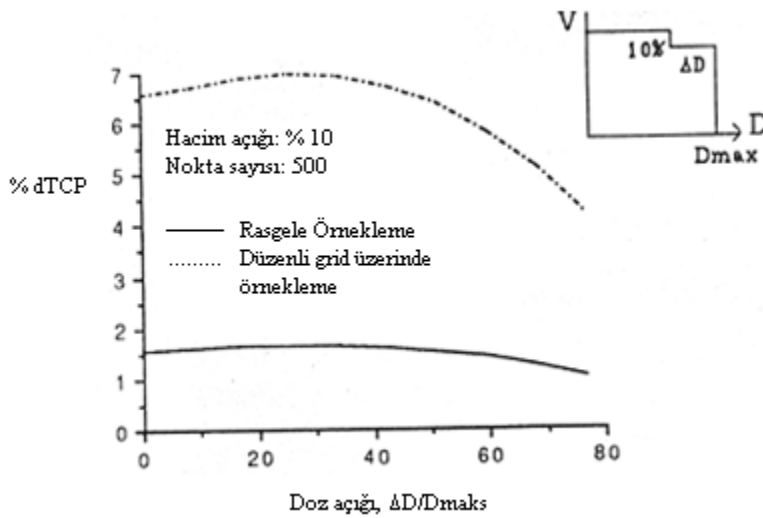
Şekil 2.6 3 kübik hacim için(50, 300, 1000 cm³), t grid değerinde düzenli olarak dağılan noktalarda hesaplanan ortalama göreceli hacim hatası.

Şekil (2.6)'de 3 kübik hacim için(50, 300, 1000 cm³), t grid değerinde düzenli olarak dağılan noktalarda hesaplanan ortalama göreceli hacim hatası (Eşitlik (2.2)) gösterilmektedir. Görüldüğü üzere her bir hacim için artan grid değeri ile ilgili hacim içine düşen nokta sayısı azaldığından % göreceli hata değeri artmakta ve aynı zamanda aynı grid değerinde artan hacim değeri ile hacim içine giren nokta sayısı arttığından % göreceli hata değeri azalmaktadır. Hacim hesabını %3 den daha iyi doğrulukla yapabilmek için 100000 nin üzerinde nokta gereklidir. Bu, 1000 cm³ hacmin %3 hata içinde tanımlanması için grid değerinin 2mm olması gerektiği anlamına gelir. Hatta bu koşullarda, düzenli grid örneklemede küçük bir grid değeri için bile ortalama 200cm³ civarında bir spinal cord hacminin %3 den daha küçük bir belirsizlik ile hesaplandığını garanti edemeyiz. Bu durumda % 5 civarında bir hata söz konusudur.

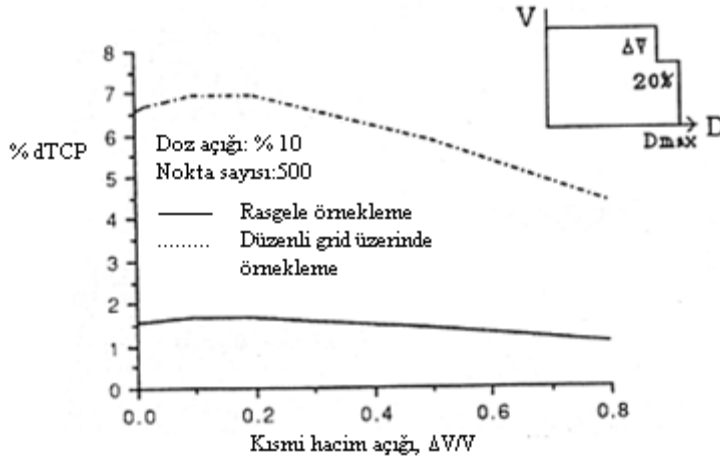


Şekil 2.7 Nokta sayısı fonksiyonu olarak hacim hesabındaki ortalama göreceli hata.

Şekil (2.7)' te nokta sayısı fonksiyonu olarak hacim hesabındaki ortalama göreceli hata için rasgele örnekleme ve düzenli grid örnekleme karşılaştırılması gösterilmektedir. Örnekleme noktalarına göre bir küpün hacmi, bir küpün 1000 rasgele yerleşiminin her biri için hesaplanması Monte Carlo simülasyonu ile ifade edilmiştir. Bu hesaplamaların sonuçları şekil (2.7)' te gösterilmiştir ve eşitlik (2.1) ve (2.4)' ün cebirsel sonuçlarını onaylamaktadır. Aynı zamanda şekil (2.7)' de eşitlik (2.1) ve (2.4)'ten kolayca hesaplanabileceği üzere, %2 civarında hata ile örneklemenin yapılabilmesi için rasgele örneklemede 1000 noktaya ihtiyaç varken düzenli grid örneklemede yaklaşık olarak nokta sayısı bunun 100 katı(100000 nokta) kadar olması gerektiği açıkça görülmektedir.



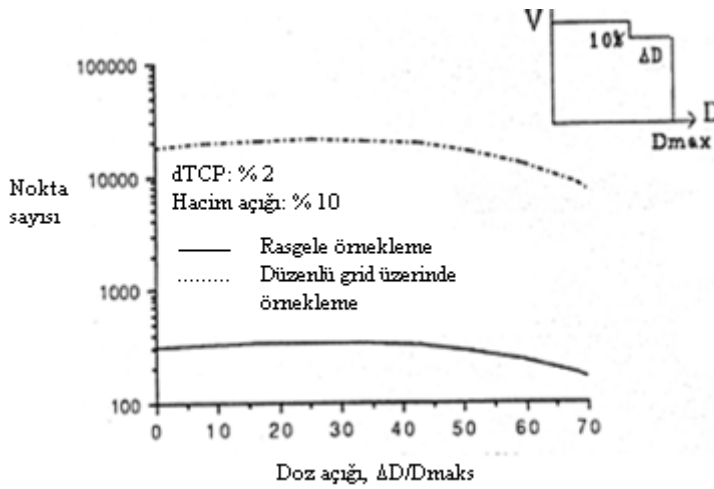
(a)



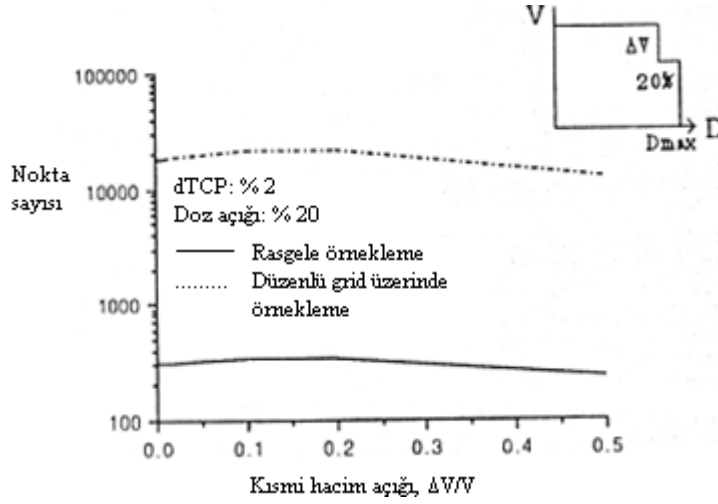
(b)

Şekil 2.8 Rasgele ve düzenli olarak oluşturulmuş 500 tane hesaplama noktası için %10 luk tümör hacminde doz açığının bir fonksiyonu olarak TCP hesabındaki mutlak hata(a), rasgele ve düzenli olarak oluşturulmuş 500 tane hesaplama noktası için %20 lik doz açığını kapsayan hacmin bir fonksiyonu olarak TCP hesabındaki mutlak hata(b)

Homojen olarak ışınlanan tümör içinde soğuk noktaların yeri için DVH' in 2 bölmesinde ifade edilen TCP hesabının analizi, şekil (2.8) ve (2.9)' da gösterilmektedir. Şekil (2.8(a))' da rasgele ve düzenli olarak oluşturulmuş 500 tane hesaplama noktası için %10 luk tümör hacminde doz açığının bir fonksiyonu olarak TCP hesabındaki mutlak hata gösterilmektedir. Şekil (2.8(b)) de, rasgele ve düzenli olarak oluşturulmuş 500 tane hesaplama noktası için %20 lik doz açığını kapsayan hacmin bir fonksiyonu olarak TCP hesabındaki mutlak hata gösterilmiştir.



(a)



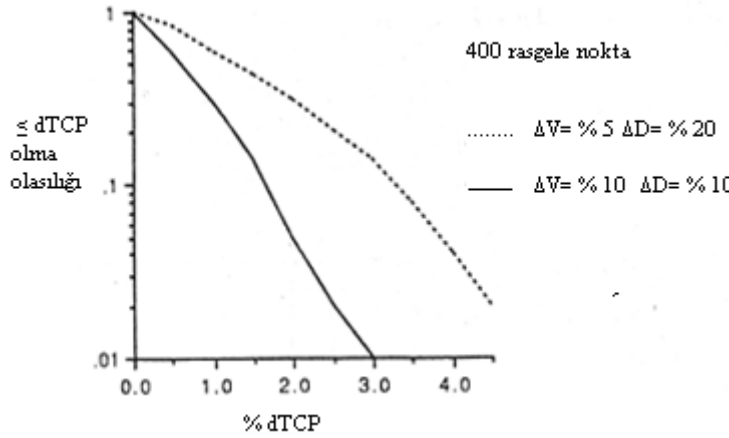
(b)

Şekil 2.9. Düzenli grid noktaları ile örnekleme ve rasgele örneklemenin her ikisi için doz açığı fonksiyonu olarak (a), ve hacim açığının bir fonksiyonu olarak(b), TCP hesabının %2 lik doğruluk ile gerçekleştirilebilmesi için gerekli nokta sayısı.

Şekil (2.9) ise düzenli grid noktaları ile örnekleme ve rasgele örneklemenin her ikisi için doz açığı fonksiyonu olarak (şekil (2.9(a)) ve hacim açığının bir fonksiyonu olarak (şekil (2.9(b))), TCP hesabının %2 lik doğruluk ile gerçekleştirilebilmesi için gerekli nokta sayısının göstermektedir. Şekil (2.8)' de görüldüğü gibi DVH' in her iki bölmesinde de TCP hesabındaki % göreli hata için 500 nokta ile yapılan örneklemede rasgele örnekleme düzenli grid üzerinde örneklemeden en az 4 kat daha iyidir. Ayrıca şekil (2.8(a))' da %10' luk hacimde görülen % doz açığı değerinin artması TCP hesabında yapılan hatayı azaltır. Çünkü önceden de ifade edildiği gibi histogramın en küçük doz bölmesinde % 100 hacimden küçük azalmalar TCP için muazzam bir hataya yol açacaktır. Şekil (2.8(a))' da olduğu gibi kuşkusuz bu hata doz açığı değerinin artması ile azalacaktır. Aynı nedenden dolayı şekil (2.8(b))' de %20' lik doz açığına sahip kısmi hacim değerinin artması ile TCP hesabında yapılan % hata değeri azalmaktadır. Bu TCP hatasında ki azalmalar kuşkusuz NTCP hatasını arttıracaktır. Bu durum da ilgili kuruluşlar tarafından belirlenen normal doku sınır koşullarını aşmayacak şekilde normal doku komplikasyon olasılıklarını azaltırken tümör hacminin %100'ünün aldığı doz %95-%107 aralığında kalacak şekilde tümör kontrolünü sağlayan DVH seçilmelidir. Diğer taraftan şekil (2.8(a)) ve şekil (2.8(b)) de bu bahsedilen artma ve azalma oranı rasgele örneklemede, grid üzerinde örneklemeyle kıyasla daha yavaş seyretnmektedir, kuşkusuz bunun sebebi; aynı nokta sayısı için rasgele örneklemede yapılan hata

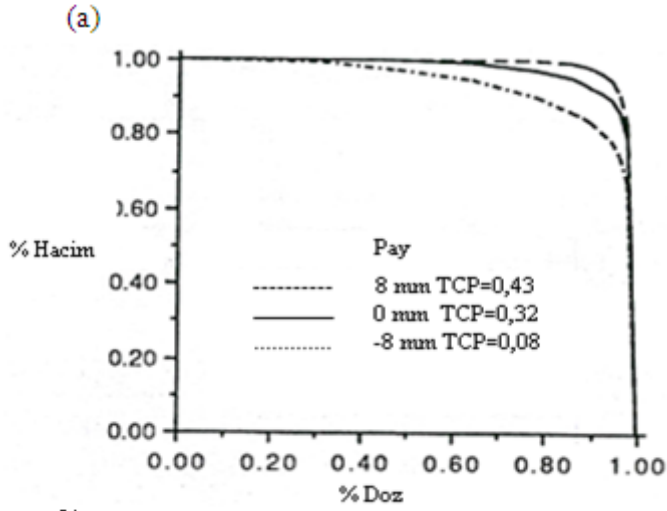
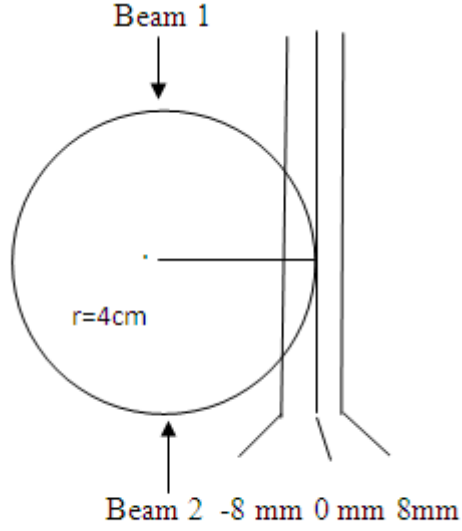
oranının kartezyen grid üzerinde yapılan örneklemede yapılan hata oranına kıyasla daha az olmasıdır. Şekil (2.9)' da gösterildiği gibi düzenli grid üzerinde örneklemede, DVH, TCP ve NTCP fonksiyonlarının sağlanmasında makul doğruluğun başarılması için çok miktarda hesaplama noktasına ihtiyaç vardır.

Rasgele örnekleme, DVH hesaplamalarının çok hızlı ve yüksek doğruluklarda hesaplanması gibi avantajlara sahiptir. Şekil (2.8) ve (2.9)' te DVH' in iki bölümü için TCP hesaplama hatası analizinde, hedef içinde soğuk nokta büyüklüğü ve derinliğine rağmen, TCP hesabının(\pm standart sapmanın güvenli sınırları içinde) %2' den daha iyi doğrulukla yapılması için hedef hacim içinde rasgele dağıtılmış 500 nokta yeterlidir. Düzenli grid örneklemede ise aynı doğrulukla hata hesabının yapılabilmesi için nokta sayısının birkaç kat daha fazla olması gereklidir. Şekil (2.9(a)) ve (2.9(b)) de görüldüğü gibi % 2 mutlak doğrulukla TCP hesabının başarılabilmesi için rasgele olarak seçilmiş 500 den daha az nokta yeterli olabiliyorken, noktalar düzenli grid üzerinde dağıldığı zaman en az 50 kat daha fazla noktaya ihtiyaç olduğu görülmektedir.



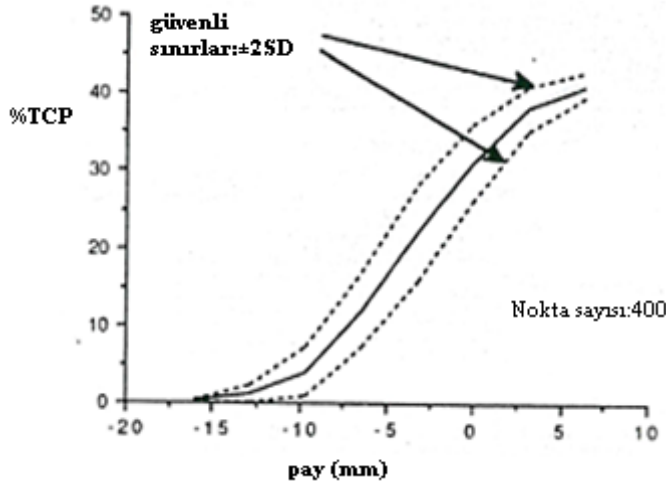
Şekil 2.10 İki büyüklükte ve derinlikte soğuk nokta için TCP hesaplarının her birinde 400 rasgele nokta kullanılarak 500 000 kere tekrarlanan TCP hesap hatasında kümülatif dağılımı.

Şekil (2.10) iki büyüklükte ve derinlikte soğuk nokta için TCP hesaplarının her birinde 400 rasgele nokta kullanılarak 500 000 kere tekrarlanan TCP hesap hatasında kümülatif dağılımı gösterir. Burada gösterilen, örneğin TCP hesabı için 400 nokta yeterli ise $\Delta V = \% 10$, $\Delta D = \% 10$ durumunda TCP hesabında hatanın %2,5' dan daha iyi olma olasılığı %2 dir.

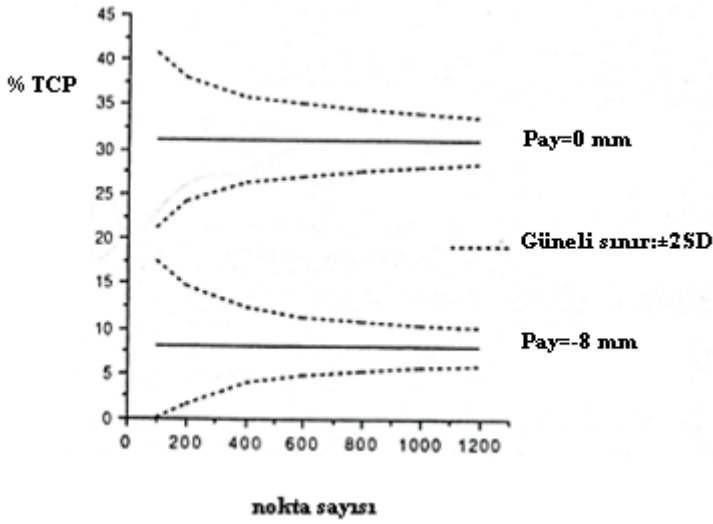


Şekil 2.11 Gerçeğe yakın durumların analizi için 8 cm çapında küresel bir hacim 10 MV enerjide iki tane karşılıklı ışın demeti ile simülasyonu(a) farklı pay değerlerinde simülasyonu yapılan küresel hacim için DVH(b)

Şekil (2.11(a)) da örneklendiği gibi, gerçeğe yakın durumların analizi için 8 cm çapında küresel bir hacim 10 MV enerjide iki tane karşılıklı ışın demeti ile simüle edildiğinde farklı pay değerlerinde simülasyonu yapılan küresel hacim için DVH şekil (2.11(b)) de gösterildiği gibi oluşmaktadır. Bu DVH' te, hacim kenarından 8mm içeriye pay verildiğinde ilgili hacimde istenilmeyen soğuk noktalar oluşmaktadır, hacim kenarında ve hacim kenarından dışarıya doğru 8mm pay verildiğinde bu soğuk noktalar azalmaktadır. Bu ifadeden de açıkça anlaşıldığı üzere TCP veya NTCP hesaplanmasında, hacim hesaplamasının büyük öneme sahip olduğu söz konusudur.



(a)



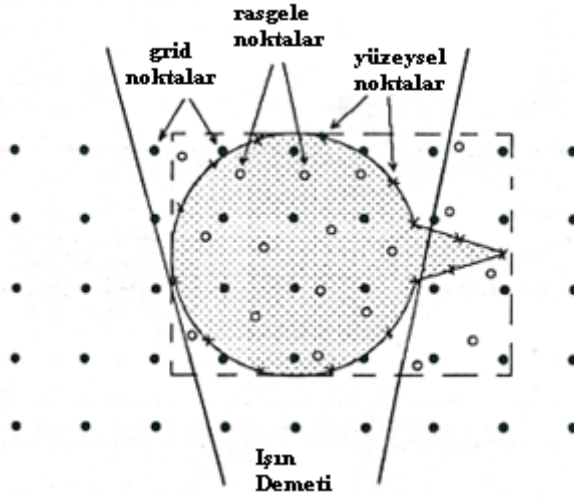
(b)

Şekil 2.12 Işın kenar pozisyonunun bir fonksiyonu olarak TCP değeri(a), TCP hesabı için kullanılan rasgele nokta sayılarının bir fonksiyonu olarak 0 ve 8 mm pay için TCP değerinin % 95 güven sınırı içinde olması(b).

Şekil (2.12(a)) ışın kenar pozisyonunun bir fonksiyonu olarak TCP değerini göstermektedir. Nokta nokta dağınık durumda olan çizgiler, hedef içinde 400 tane rasgele olarak dağılmış noktalar kullanılarak TCP hesabındaki 2 tane standart sapma sınır değerini göstermektedir. \mp %2 sınır değerinde pay değeri arttıkça TCP artmaktadır. Şekil (2.12(b)) de ise TCP hesabı için kullanılan rasgele nokta sayılarının bir fonksiyonu olarak 0 ve 8 mm pay için TCP değerinin % 95 güven sınırı içinde olduğunu gösteriyor.

Sonuçlar, klinik olarak kabul edilebilen organlar için NTCP veya TCP hesaplarının \pm %5 (güvenli sınır koşulları %95) doğruluk ile başarılabilmesi için ilgili bölge/organ başına birkaç bin noktanın yeterli olduğunu göstermiştir. ROI veya organ biçimleri, çok ince uzantısı olmaksızın makul olmalıdır, eğer ilgili alan içinde az sayıda nokta yer alıyorsa hesaplamaların doğru sonuçlanması için organların uzantıları örnekleme noktaları arası mesafeden küçük olmalıdır. Aksi takdirde örneklemeden dolayı soğuk noktalar oluşacaktır ve bu soğuk noktalar hesaplama noktaları içine girmediğinden bu soğuk noktalar yokmuş gibi yanlış sonuçlar elde edilir.

Ayrıca büyük hacimlerde sıcak ve soğuk noktalar kritiktir, noktalar arası ortalama mesafenin, klinik için kayda değer ve fiziksel olarak mümkün olan sıcak veya soğuk noktadan küçük olduğundan emin olmak için 400 den fazla noktaya ihtiyaç vardır. Bu durum noktalar arası mesafe sıcak ya da soğuk noktalardan büyük olursa ya da başka bir deyişle bu soğuk veya sıcak alanlar içinde hesaplama noktası ya da noktaları yer almaz ise gerçekte olan soğuk ya da sıcak noktalar hesaba katılmayacağından TCP, NTCP ve DVH hesaplamaları yanlış sonuçlar verecektir. Aşağıda şekil (2.13)' da bu anlatılanlar çok açık bir şekilde yer almaktadır.



Şekil (2.13) Rasgele olarak seçilmiş noktalar arası ortalama mesafeden veya düzenli grid matris'i üzerinde seçilmiş noktalar arası mesafeden daha küçük bir ince uzantılı örnek bir alan.

Analizler oldukça düzenli geometrik şekilleri(küresel, kübik hacimler) içermektedir. Şekil (2.13)' da rasgele olarak seçilmiş noktalar arası ortalama mesafeden veya düzenli

grid matris'i üzerinde seçilmiş noktalar arası mesafeden daha küçük bir ince uzantılı örnek bir alan gösterilmektedir.

Şekil (2.13)'de görüldüğü gibi, tümör alanı içinde rasgele veya düzenli grid üzerindeki noktalardan belirlenen DVH tarafından dedekte edilemeyen tümör uzantılarında soğuk noktalar TCP de ciddi azalmalara neden olacaktır ve şeklin analizinde ciddi sıkıntılar yaratacaktır.

Genel olarak bu sonuçlar değerlendirildiğinde:

- 3 boyutlu doz dağılımının rasgele örnekleme noktasının, düzenli grid üzerinde örneklemeden daha etkili olduğu ,
- 3 boyutlu planlarda pratik uygulamalarda aynı doğruluk ile normal doku komplikasyon olasılığının veya tümör kontrol olasılığının doğru tespiti için ihtiyaç duyulan ilgili organ/hacim başına rasgele olarak örnekleme noktaları en az 50 kat daha azdır ve doğruluk en kötü durumda bile %5 'i geçmemektedir.
- Aynı nokta sayısı kullanılarak, TCP, NTCP hesaplama hataları rasgele örneklemede düzenli grid üzerinde örneklemeden birkaç kat daha azdır.

2.2.4.CI hesaplamasında kullanılan algoritma (Padd 001:A Simple Scoring Ratio To Index The Conformity Of Radiosurgical Treatment Plans)

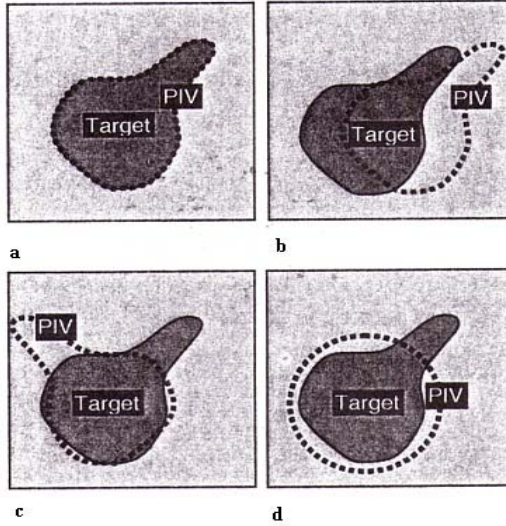
Doz planının uygunluğu tedavinin etkinliğinde çok önemlidir ve kolay ve anlaşılır bir değerle ifade edilmelidir. CI, sadece aynı hastalara ait iki tedavi planı karşılaştırırken karar vermede değil bir de farklı tedavi tekniklerinin karşılaştırılmasında yararlı bir araçtır. Bu bağlamda genelde DVH' den elde edilen parametrelerin kolay kullanılması için CI' in evrensel olarak uygulanabilir olması gerekir.

Shaw ve arkadaşları tedavi planlarının uygunluğunun ölçülmesi için PITV(Prescription Isodose Volume/Target Volume) oranını önerdiler ve bu yaptıkları işlemi temel puanlama oranı olarak adlandırdılar(A Simple Scoring Ratio). Ayrıca puanlama

metodunun bir özelliği de planın uygunluğunu tekrar gözden geçirmesi ve olumsuz noktaların üstünde durmasıdır. Böylece eski kusurlar düzeltilerek yeni CI oluşturulur. Shaw ve arkadaşlarının örnek bir CI hesaplamak için önerdikleri PITV oranı aşağıda ifade edildiği gibi hesaplanır.

$$PITV=PIV/TV \quad (2.13)$$

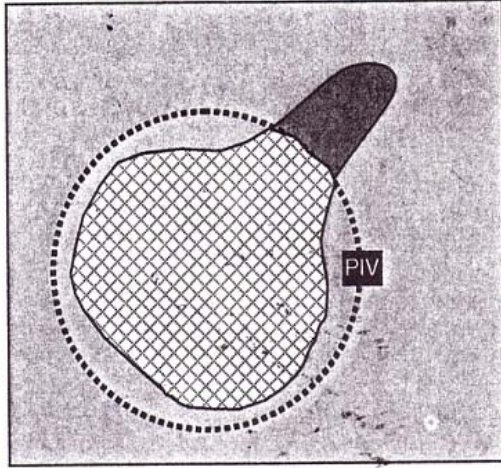
Bu eşitlikte PIV (Prescription Isodose Volume) belirlenen izodoz hacmini ifade eder. TV(Target Volume) ise hedef hacmi ifade eder. PITV oranı farklı radyocerrahi metotlarının(gamma knife, konvansiyonel linac ve IMRT) verdiği CI değerlerinin karşılaştırılması için merkez de rutin olarak kullanılıyor. Bu oran kolay hesaplama avantajına sahip olmakla beraber şimdi anlatılacağı gibi temel kusurlara da sahiptir.



Şekil 2.14 Her biri aynı PITV oranına sahip 4 farklı tedavi planı.

Örneğin bu hesaplama yönteminin bir kusuru PIV değeri ile TV değerinin eşit olmasına rağmen iki hacmin merkezlerinin çakışmadığı durumlarda PITV oranı beklendiği gibi teorik olarak 1' e eşit çıkacaktır fakat merkez kayıklığından dolayı TV' nin bir kısmı PIV içine girmeyeceğinden gerçekte tam uygunluk olmamasına rağmen biz cebirsel ifadeye aldanıp bu plan uygundur diyeceğiz. Bu durumda iki planın karşılaştırılmasında, daha az uygun planın seçilmesine neden olabileceğinden büyük problem teşkil edecektir. (şekil (2.14)(b))

Ayrıca PIV ve TV aynı merkezde ve birbirine eşit te olabilir fakat iki hacmin aynı şekilde olmadığı koşullarda gene CI hesaplanmasında bu oran problem teşkil edecektir. (şekil (2.14)(c)(d)) PIV' nin TV içinde veya TV nin dış hattını sardığı durumlarda bu oran hiçbir kusur teşkil etmeksizin farklı planların karşılaştırılmasında kullanılabilir. (şekil (2.14)(a))

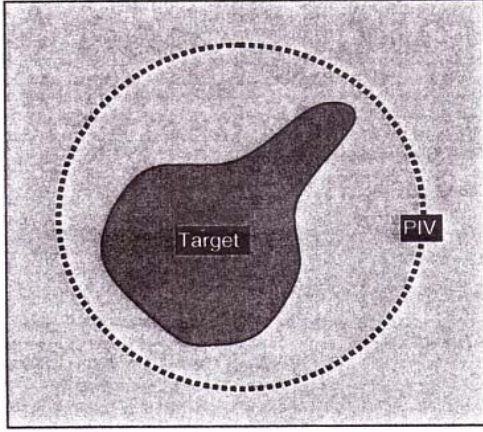


Şekil 2.15 Tanımlanan izodoz hacmi içinde kalan hedef hacim.

Doğru uygunluğun verildiği her bir oranı kapsamak için ihtiyaç duyulan önemli bir parametre olan TV_{PIV} (tanımlanan izodoz hacmi içinde kalan hedef hacim) tarafından hedef hacim sınırlanmalıdır.(şekil (2.15)). Bu matematiksel olarak $TV \cap PIV$ şeklinde ifade edilebilir. (bu ifade(\cap) iki yapı arasında üst üste binen hacmi ifade eder). Bu bağlamda Shaw ve arkadaşları PITV oranının da, küçük değişiklikler yaparak aşağıdaki oranı ifade etmişlerdir.

$$\text{Oran(Ratio)}=TV_{PIV}/TV \quad (2.14)$$

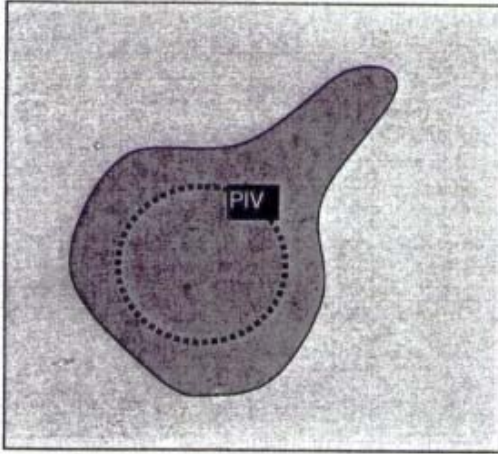
Bu küçük değişiklikler yapılmış PITV oranı hedef hacmi içine alan ve hedeften belirli bir mesafede radyasyon dağılımı için mükemmel puanlar verecektir. Fakat PIV' nin TV' yi tamamen kapsadığı durumlar da her zaman $TV_{PIV}=TV$ olacağından yeni kusurlar oluşturacaktır. Bu sadece hedefi değil birde hedef etrafındaki sağlam dokuları kapsayan büyük PIV tarafından kolaylıkla sağlanacaktır.(şekil (2.16)) Ayrıca bu oranın tüm beyin ışınlamalarına da mükemmel sonuçlar vereceği açıktır.



Şekil 2.16 Sadece hedefi değil birde hedef etrafındaki sağlam dokuları kapsayan büyük PIV(prescription isodose).

Bu oran, TV_{PIV} asla TV ' den büyük olmayacağından birden büyük oran vermeyecektir. PIV tarafından kapsanan TV 'nin TV ' ye oranı gibi ifade edilen eşitlik (2.14) sadece tedavi edilen hacim altında kalan hedef hacim için ölçüm yapacaktır. Fakat çok sağlıklı bir CI için, birde gereksiz yere ışınlanan hedef dışındaki dokunun oranını hesaplamaya ihtiyaç duyarız. Bu bize tedavi edilen hacim dışındaki oranı aşağıdaki gibi tanımlar.

$$\text{Oran(Ratio)}=TV_{PIV}/PIV \quad (2.15)$$



Şekil 2.17.TV(Tumor Volume) den daha küçük hedefin merkezinde PIV(Prescription Isodose Volume)


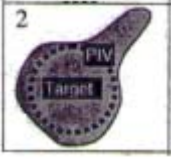

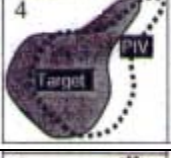
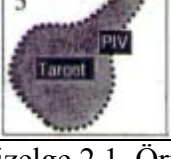
Bu eşitlik (2.15) ile hedef hacim dışında kalan hacmin minimum oranı yakalaşmaya çalışılır fakat şekil (2.17) de görüldüğü gibi PIV hedefin merkezinde TV den daha küçük olabilir. Bu bağlamda eşitlik (2.3)' te tek başına yeterli olmayacaktır. Yani bu kusuru da ortadan kaldıran eşitlik (2.14) ile eşitlik (2.15) aynı anda göz önünde

bulundurulursa gerek tümör hacmi içinde kalan soğuk noktalar gerekse tümör hacmi dışında kalan sıcak noktalar CI hesabı içine girer ve doğru bir şekilde CI ifade edilebilir. Bu eşitlik (2.14) ve (2.15)' de ifade edilen oranların birleştirilmesi ile hem tedavi edilecek hacmin dışında kalan hem de içinde kalan hacmi değerlendirebilen ve çok sağlıklı bir biçimde uygunluk göstergesini ölçebilen CI ifadesi aşağıda olduğu gibi verilir.

$$\begin{aligned}
 CI &= \frac{TV_{PIV}}{TV} \times \frac{TV_{PIV}}{PIV} \\
 &= \frac{TV_{PIV}^2}{TV \times PIV}
 \end{aligned} \tag{2.16}$$

Bu eşitlik (2.16) mükemmel bir konformal plan için CI 1 olarak verir. Aşağıda buraya kadar anlatılanların bir özeti olarak çizelge (2.1) yer almaktadır. Burada ki değerler CI'in görelisi olarak bir başka plan için karşılaştırılmasında bize sadece fikir verir puanın 0,6 olması %60 oranında tümör hacminin sarıldığı(coverage) anlamına gelmez. Yani 0,6 ve 1,0 değerlerine sahip iki planı karşılaştırdığımızda beklenen değerimiz bir olduğundan biz puanı 1 olan(ya da başka bir konsept için puanı 1' e daha yakın olan değeri kabul ederiz) planlama ile hastayı tedaviye alırız. Birinci tedavi planı için belirlenen izodoz hacminin gerçek hedef hacmi çok güzel sarmasına rağmen belirlenen izodoz hacminin çok büyük olması ve hedef etrafındaki sağlam dokuları da kapsamamasından dolayı 0,5 değerinde bir uygunluk göstergesi elde edilmiştir. Ayrıca çizelge (2.1)' de sadece PIV oranının kullanıldığı durumda görüldüğü gibi anlamsız bir sonuç karşımıza çıkmaktadır. 2. Tedavi planında ise PIV hedef merkezinde fakat hedeften küçük ve dolayısıyla PIV içinde kalan TV de TV den küçük olduğundan uygunluk göstergesi 0,6 oranında elde edilmiştir. Bu durumda sadece eşitlik (2.2) kullanılsaydı uygunluk göstergesi açısından bu plana verilecek puan 1 olacaktı. 3. Tedavi planında ise PIV TV' ye eşit fakat belirlenen izodoz hacmindeki küçük kusurlardan dolayı PIV içinde kalan TV'nin TV den küçük olmasından nedeniyle 0,64 değerinde bir uygunluk göstergesi elde edilmiştir. Bu durumda ise bu plan eşitlik (2.13) ile değerlendirilseydi çizelge (2.1)' de görüldüğü üzere PIV=TV olduğundan iki hacmin aynı şekilde olmamasına rağmen bu göz ardı edilecek ve bu planda çok iyi olarak değerlendirilecekti. 4. Tedavi planında ise PIV gene TV ye eşit fakat PIV'in merkezi ile TV merkezi çakışmadığından PIV içinde kalan TV TV'den küçük olduğundan

uygunluk göstergesi 0,36 olarak elde edilmiştir. Burada da 1 önceki planda açıklanan durum söz konusudur. Radyocerrahi doz dağılım hacmi ile hedef hacim şeklinin ve değerinin en uygun olduğu durum yani 5. tedavi planında PIV tamamen TV nin dış hattı ile bire bir örtüştüğünden mükemmel bir CI elde edilmiştir. Keza, şekillerin örtüşmesinde herhangi bir problem söz konusu olmadığından bu plan, çalışmada bahsedilen her bir puanlama yöntemi ile mükemmel bir CI verecektir.

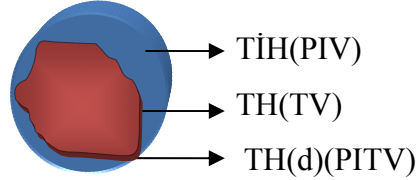
İzodoz plan	Parametreler	PITV	RCI _i	Önerilen CI
		PIV/TV	TV _{PIV} /TV	(TV _{PIV}) ² /(TVxPIV)
	TV=5cc TV _{PIV} =5cc PIV=10cc	2.00	1.00	0.50
	TV=5cc TV _{PIV} =3cc PIV=3cc	0.60	0.60	0.60
	TV=5cc TV _{PIV} =4cc PIV=5cc	1.00	0.80	0.64
	TV=5cc TV _{PIV} =3cc PIV=5cc	1.00	0.60	0.36
	TV=5cc TV _{PIV} =5cc PIV=5cc	1.00	1.00	1.00

Çizelge 2.1. Örnek planlar ve CI(Conformity Index) hesapları.

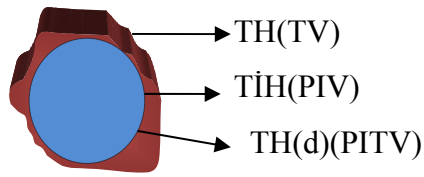
2.2.5.Yeni Uygunluk Göstergesi (CI_{yeni}):

Conformity Index; tümör hacmi, d dozunu alan tümör hacmi ve tanımlanan izodoz hacmi arasındaki uyumluluğun bir göstergesidir. Bu hacimler arasında 4 farklı durum söz konusu olabilir;

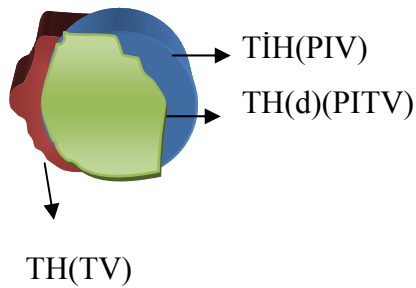
- ✚ 1. Durum: Tanımlanan izodoz hacmi tümör hacminin tamamını kapsayabilir. Bu durumda tümör hacimde soğuk nokta kalmaksızın tümör hacminin tamamı tanımlanan d dozunu alır ve dolayısıyla tümör hacmi (TH) d dozunu alan tümör hacmine (TH(d)) eşit olur.



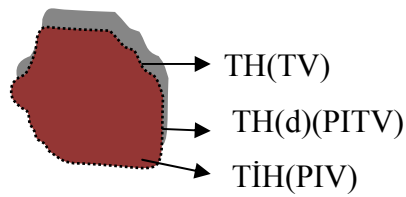
- ✚ 2. Durum: Tanımlanan izodoz hacminin tamamını tümör hacmi içinde kalabilir. Bu durumda tümör hacimde yüzeysel soğuk noktalar olmak üzere tanımlanan d dozunu tümör hacminin tamamı almaz ve tümör hacmi tanımlanan izodoz hacmine (TİH) eşit olur.



- ✚ 3. Durum: Tümör hacminin yüzeysel olarak bir tarafı tanımlanan izodoz hacmi içinde kalırken bir tarafı tanımlanan izodoz hacminin dışında kalabilir.



- ✚ 4. Durum: Tümör hacmi ile tanımlanan izodoz hacmi birebir örtüşebilir.



Bir tedavi planlamada en uygun planlama normal dokulara mümkün olan en az dozu verirken tanımlanan d dozunun tamamının tümör hacmine verildiği planlamadır. Başka bir deyişle 4. durumda olduğu gibi tanımlanan izodoz hacmi ile tümör hacminin birebir örtüştüğü planlama en uygun planlamadır ve dolayısıyla CI değeri en ideal değerinde(CI=%100=1) hesaplanır.

Fakat diğer durumlarda görüldüğü gibi bu durum her zaman sağlanamayabilir.

Örneğin 1. durumda tanımlanan izodoz hacminin tümör hacmini mükemmel bir şekilde sarmasına rağmen tümör hacmi etrafındaki sağlam dokuların gereksiz yere ışınlандığından tam uygunluk sağlanamaz. Bu durumda CI aşağıdaki ifade de olduğu gibi hesaplanabilir.

$$CI(d) = \frac{TH}{TiH(d)} = \frac{TH(d)}{TiH(d)} \quad TH=TH(d) \quad (2.17)$$

2. durumda tümör hacminde yüzeysel soğuk noktalar olduğundan burada da tam uygunluk söz konusu değildir. Bu durumda CI aşağıdaki ifade de olduğu gibi hesaplanabilir.

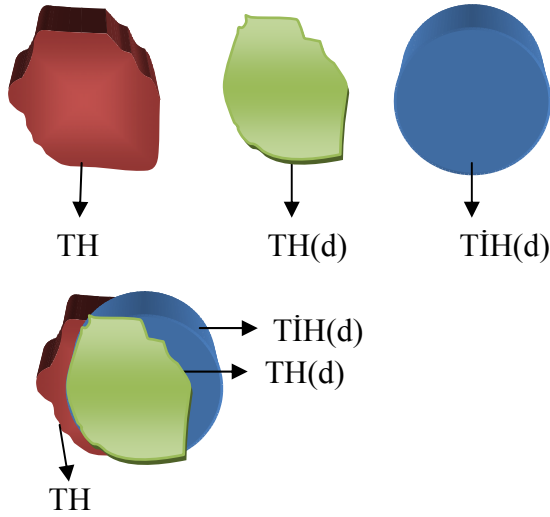
$$CI(d) = \frac{TH(d)}{TH} = \frac{TiH(d)}{TH} \quad TH(d)=TiH(d) \quad (2.18)$$

3. durumda ise tümörün bir kısmı tanımlanan izodoz hacmi içinde kalırken bir kısmı dışında kalmaktadır. Bu durumda 1. ve 2. durumlara ait eşitlikler yanlış sonuçlar verecektir. Çünkü 1. durumda hedef içerisinde soğuk nokta olmadığından yani tanımlanan izodoz hacmi tamamen hedefi sardığından 3. durumda olan soğuk noktaları hesaba katılmamaktadır. Keza 2. durumda ise tanımlanan izodoz hacmi tamamıyla hedef içerisinde kaldığından sadece soğuk noktalar hesaba katılmaktadır. Fakat hedef etrafında sıcak noktalar olmadığından 3. durumda olan sıcak noktalar hesaba katılmamaktadır. Paddick, ICRU' nun belirlemiş olduğu eşitlik (2.17) ve (2.18)' in bu durum için açıklanan sebeplerden dolayı yanlış sonuçlar vereceğini düşünerek gelişmiş

3D tedavi planlama sistemlerinin algoritmalarında kullanılan aşağıdaki $CI_{Paddick}(d)$ eşitliğini ifade etmiştir.

$$CI_{Paddick}(d) = \frac{TH(d)^2}{T\dot{I}H(d) \times TH} \quad (2.19)$$

Eşitlik (2.19) aynı zamanda 1. ve 2. durumlar söz konusu olduğunda eşitlik (2.18) ve eşitlik (2.17)' ye eşit bir ifadedir. Yani her bir durum için $CI_{Paddick}(d)$ ifadesi uygulanabilir bir eşitlik. Fakat eşitlik (2.17) ve (2.18)' in sonuçları tam manasıyla $CI(d)$ değerini yansıtırken $CI_{Paddick}(d)$ eşitliğinin sonuçları sadece puanlama yapmaktadır. Yani 0,6 olarak bulunan sonuç için %60 oranında uygunluk vardır denilemez. Bunu diyebilmek için 1, 2, 4. durumlarda olduğu gibi d dozunu alan tümör hacmini oranlayabileceğimiz tümör ve tanımlanan izodoz hacminin her ikisini de içine alan bir hacim tanımlamamız gerekir fakat Paddick' in CI ifadesinde böyle bir durum söz konusu değildir.



Burada görüldüğü gibi d dozunu alan tümör hacmi; tümör hacmi ve tanımlanan izodoz hacminin ortak hacminden oluşmaktadır. Bu durumda, tümör hacmi ile tanımlanan izodoz hacmini içine alan yeni hacim; matematikte kullanılan basit birleşim formülü kullanılarak aşağıdaki ifadede olduğu gibi yazılabilir.

$$YeniHacim(YH)=T\dot{I}H(d)+TH-TH(d) \quad (2.20)$$

Işınlanan tümör hacmi ile tanımlanan izodoz arasındaki uyumluluğu tam manasıyla veren yeni bir ifade olan $CI_{yeni}(d)$ ifadesi d dozunu alan tümör hacminin yeni hacme oranı olarak aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$CI_{yeni}(d) = \frac{TH(d)}{YH} \quad (2.21)$$

Bu yeni CI ifadesi sayesinde her bir durum için planlama tekniği (KRT,3DCRT,IMRT,SRS v.b.) fark etmeksizin yapılan her bir planlamanın uygunluğu kendi aralarında karşılaştırılabilir. Çünkü eşitlik (2.21)' de yer alan ifade ile yapılan hesaplamaların sonucu Paddick CI değerinde olduğu gibi sanal değil gerçektir.

3.MATERYAL VE YÖNTEM:

3.1.Bilgisayarlı Tomografi cihazı (GE Light Speed Bilgisayarlı Tomografi (BT))

Bu çalışmada axial ve helical tarama yapabilme kabiliyetine sahip 4 detektörlü GE light speed BT kullanılmıştır. Bu cihaza ait özellikler aşağıdaki çizelge (3.1)' de yer almaktadır.

kV:	80 , 100 , 120 , 140 kV
mA:	10-440 mA
Gantry açıklığı:	R(Çapı):80 cm
Dönme zamanı:	1, 2, 3, 4 s
Detektör hızı:	3,75 7,50 11,25 15 22,5 30 mm/dönme
Kesit kalınlığı:	0,625 1,25 2,5 3,75 5 7,5 10 mm

Çizelge 3.1. GE Light Speed BT ye ait özellikler.

3.2.Linear Hızlandırıcı Cihazı(Elekta Synergy)

Bu çalışmada kullanılan Elekta Synergy tedavi cihazı çok fonksiyonu olan bir lineer hızlandırıcı cihazdır. Bu cihaz 6 ve 18 MV enerjili foton ve 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerjili elektron üretebilme özelliğine sahiptir. Cihaz 1 cm genişliğinde 40 çift kolimatör yaprağından oluşan çok yapraklı kolimatör (MLC:Multileaf Collimator) mevcuttur. Cihazın izomerkezinde maksimum radyasyon alan açıklığı 40 cm x 40 cm minimum radyasyon alan açıklığı 1 cm x 1 cm dir.

3.3.Stereotactic Radio Surgery(SRS) Tedavi Tekniği

Boyutları 3 cm' den küçük olan tümör hacimlerine, tek fraksiyonda birden çok ışın demetinin 360 derece dönme yeteneğine sahip gantrinin hasta etrafında dönmesi ile en uygun açılarda (arc), hedefe maksimum homojen doz verirken riskli organa minimum doz verebilmek için demet dizilişleri ve sayıları belirlenerek yapılan ileri tedavi planlama tekniğidir.

3.4.SRS Tedavi Adımları

3.4.1.İmmobilizasyon

Tümör hacmine homojen ve yüksek doz verilmesi ve tümör etrafındaki riskli organ ve normal dokuların korunması için gerek tedavi esnasında gerekse tedavi öncesi tümör hacmi ve riskli organların belirlenmesi aşamasında kullanılan BT görüntüleme tekniğinde hastanın hareket etmemesi esastır. Bu amaç doğrultusunda hasta hareketini önlemek için baş boyun hastaları aşağıdaki şekil (3.1)' de görüldüğü gibi termoplastik bir maske yardımıyla sabitlenir.

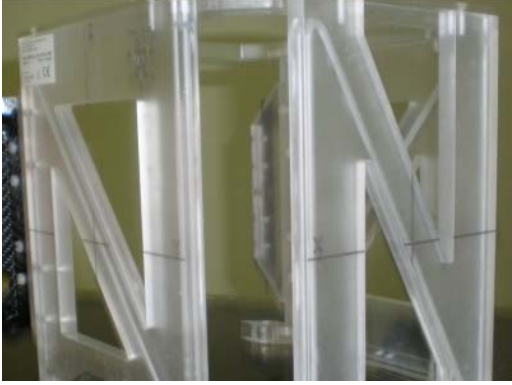


Şekil 3.1: Hastanın termoplastik maske ile sabitlenmesi.

3.4.2.Görüntüleme ve tümör lokalizasyonu

Hastanın BT görüntüsü çekilmeden önce BT görüntüleme sistemi koordinat sistemi ile linac koordinat sisteminin eşleştirilmesi amacı ile hastanın kafasına şekil (3.2) yer alan çerçeve (frame) yerleştirilir. Şekil (3.2) multimodal lokalizer adımı alan çerçeve dikkatli

bir şekilde incelendiğinde X, Y, Z koordinat sistemlerinin her birinde yer alan N şekline ve bu N yi oluşturan içinde hava bulunan borulara dikkat edilmelidir. Çünkü BT görüntüsünde her bir axial kesitte yapılan taramalar ile bu borular içerisinde yer alan hava sayesinde belirgin 9 nokta elde edilir. Bu noktalar sayesinde planlama esnasında tümör lokalize edilir ve bu lokalizasyon noktalarına göre tümör merkezinin BT merkezinden olan kayması belirlenerek tedavi cihazında demetlerin izomerkezi o noktaya getirilir.



Şekil 3.2: Multimodal lokalizer çerçeve görüntüsü.

Ayrıca izomerkezden olan bu kaymaların tedavi cihazında belirlenmesi için şekil (3.3)' de yer alan X, Y, Z, kesitlerinin her birinde yüzeyde mm ölçülere sahip olan doku eşdeğeri tümör lokalizer çerçeve kullanılır. Bu sayede görüntüleme sisteminde belirlenen hedef hacmin doğru bir şekilde TPS' de planlanması ve linakta ışınlanması sağlanır.



Şekil 3.3: Tümör lokalizer çerçeve görüntüsü.

Hastanın kafasına multimodal lokalizer yerleştirildikten sonra açılan damar yolundan aşağıdaki şekil (3.4)' de görüldüğü gibi BT görüntüleme esnasında radyasyona duyarlı madde verilerek 3 boyutlu hacim görüntüsü elde edilir. Burada görüntüleme ile eş

zamanlı olarak hastaya radyasyona duyarlı maddenin verilmesinin nedeni kafada bulunan damarsal yapıların belirgin hale getirilmek istenmesidir. Çünkü daha sonra elde edilen BT görüntüsü ile var olan MR (Magnetik Rezonans) görüntüsünün füzyonu esnasında bu damarsal yapılar kullanılır.



Şekil 3.4: Hastaya BT görüntüleme ile eş zamanlı olarak radyasyona duyarlı maddenin verilmesi.

Bu işlemlerden sonra BT görüntüsü ile MR görüntüsünün füzyonu yapılır. Bu iki görüntünün füzyonu yapılarak tedavi alanı içine giren hacimlerin doğru bir şekilde belirlenmesi sağlanır.

Bir bilgisayar programı yardımıyla füzyon görüntü üzerinde tümör hacmi ve riskli organ hacimleri belirlenerek tanımlanan hacimlerle beraber füzyon görüntü elektronik ortamda TPS 'ne gönderilir.

3.4.5. Planlama ve Tedavi

Hastanın çizilen tümör ve riskli organ hacimleri 3 boyutlu ERGO++ TPS' ne (Tedavi Planlama Sistemi) gönderilir. ERGO++ TPS' nin üstün özellikleri ile hasta planlaması şekil (3.5)' de yer alan 3 mm DMLC ve şekil (3.6)' da yer alan 5 mm DMLC (Dynamic Multileaf Collimator) kullanılarak dinamik konformal arc tekniği ve şekil (3.7)' de yer alan farklı çaplarda (5-40 mm) cone kolimatörler kullanılarak konformal arc tekniği ile yapılır.



Şekil 3.5: Gantry' e sonradan monte edilen 3 mm DMLC görüntüsü.

Şekil (3.5)' de görülen özel tasarlanmış 24 çift kolimatör yaprağından oluşan ve gantry' e sonradan monte edilen zırlı 3 mm DMLC; riskli organı ve normal dokuları korumak adına kullanılır. Her bir kolimatör yaprağının genişliği 3 mm dir. Kolimatör yapraklarının her biri birbirinden bağımsız hareket edebilme özelliğine sahiptir. Bu sayede DMLC tümör hacminin her bir girintisine ya da çıkıntısına bağlı olarak kolaylıkla tümör hacmi etrafında düzensiz olarak şekillenebilir.



Şekil 3.6: Gantry' e sonradan monte edilen 5 mm DMLC görüntüsü.

Şekil (3.6)' da görülen 5 mm DMLC de 3 mm DMLC gibi 24 çift yaprak olmak üzere 48 yapraktan oluşmuştur. 3 mm DMLC den tek farkı yaprak genişliklerinin 3 mm değil de 5 mm olmasıdır.



Şekil 3.7: Farklı çaplara ait (5-40 mm) cone kolimatörler.

Şekil (3.7)' de görülen cone kolimatörler 5-40 mm çaplarına sahip kurşundan yapılmış riskli organ ve sağlam doku korumak amaçlı kullanılan küresel kolimatörlerdir.

ERGO++ TPS içerdiği özel algoritmalar yardımıyla, sisteme önceden girilen ışınlama cihazına ait demet enerjisi, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılan-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (S_c) ve fantom saçılma faktörü (S_p) gibi dozimetrik parametrelerden gerekli olanlarını, hastaya özel belirlenen ve ışınlamaya ait parametreler ile ilişkilendirerek doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, dozun hedef içindeki dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz belirlenebilmektedir. Planlama sistemine tedavide kullanılan cihaza ait dozimetrik parametreler kuruluş aşamasında yüklenmekte ve periyodik olarak kontrol edilmektedir. Hastaya ait bilgiler ise tedavi aşamasında, girilmektedir.

3 boyutlu ERGO++ TPS planlamayı hasta etrafında 360 derece boyunca her bir arcta 1-10 arasında değişen segmentlerle 90 ve 270 derece kolimasyon ile planlamamıza olanak sağlar. Dinamik konformal arc tekniğinde her bir segmentte DMLC ler tümörün ve riskli organın konumuna göre şekillenir. Teknik dinamik adını buradan almaktadır. Tümöre maksimum dozun verildiği ve tümör etrafındaki riskli organ ve normal dokunun minimum dozu aldığı en uygun planlamayı oluşturmak için riskli organ için tanımlanan TD5/5 (5 yıldqda % 5 oranında geç radyasyon hasarına neden olabilecek tümör dozu) dozları geçilmemek şartıyla 360 derece boyunca en uygun arc sayısı, arc açısı, arc içindeki segmentler, kolimasyon açısı, arc ağırlığı, izo merkez yeri, 6 veya 18

MV foton enerjilerinden biri ve kolimatör türü deneme yanılma yoluyla ya da tecrübeyle belirlenerek hasta planlaması sonuçlar değerlendirilmek üzere tamamlanır. Daha sonra ERGO++ tedavi planlama sistemi, yapılan planlamalar arasında en uygun planlamanın belirlenebilmesi için yazılıma girilen tüm parametreler ve bilgiler ile istenilen dozimetrik hesaplamalar gerçekleştirmektedir. Dozimetrik hesaplamalar sonucunda elde edilen veriler kullanılarak oluşturulan DVH ve CI sonuçları tartışılarak hastanın tedaviye hangi planlama ile alınması gerektiğine karar verilir.

QA (Quality Assurance) Planlama:

ERGO++ TPS' de belirlenen planlama tedavi cihazında tedaviye alındığında gerçekte de TPS de belirlenen dozların hastaya verilip verilmediği kontrolü için 3 boyutlu ERGO++ TPS' de yer alan QA modülüne planlama koşullarında belirlenen planlama aktarılır ve izo merkeze 100-200 cGy arasında değişen doz verilerek hastanın QA planlaması oluşturulur. Oluşturulan planlama lineer hızlandırıcı tedavi cihazına aktarılarak hasta yerine merkezine yerleştirilmiş iyon odası ile birlikte QA fantomu ışınlanır. Işınlama sonucu elektrometrede okunan değer için hesaplanan doz planlamada girilen dozla maksimum \pm %5 uyum içerisinde ise hasta belirlenen planlama ile tedaviye alınabilir. Bu çalışmada İba CC04/TNC SN 8314 marka model 0,004 cc iyon odası ve Farmer Dosimeter 2570/1 marka model elektrometre kullanılmıştır.

4.HESAPLAMALAR VE BULGULAR

Çalışmanın bu bölümünde 10 tane intracranial tümöre sahip hastaya uygulanan 3 mm, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan SRS tedavi tekniği sonucu elde edilen DVH ve CI sonuçları incelenecektir. DVH sonuçları incelenirken hedefi saran izodoz hacmine d dozu verildiğinde riskli organların aldığı dozlar hesaplanarak 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar karşılaştırıldı. Çalışmada tedavi alanına giren riskli organların(beyin sapı, optik kiyazma, optik sinirler) seri organ olmasından dolayı organın bir alt biriminde görülebilecek radyasyona bağlı komplikasyon, organın tamamını etkileyecektir. Bu yüzden riskli organın aldığı dozlar hesaplanırken maksimum doz yüzdeleri kullanılır. CI sonuçları incelenirken ise Paddick

ve ICRU CI tanımından yola çıkılarak tanımlanan eşitlik (2.21)' de ifade edilen CI (d)_{yeni} eşitliği kullanılarak oluşturulan % doz-CI(d) eğrileri kullanıldı.

Hasta Adı:		M.K.											
Planlama Tekniği:		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	Body(%)	7	2,8	1,5	1	0,8	0,6	0,4	0,3	0,3	0,2	0,1	0,022
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	98,9	91	20,5
5mm DMLC	Body(%)	7,4	2,9	1,6	1,1	0,8	0,6	0,4	0,3	0,3	0,2	0,1	0,006
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	99,9	99,2	96,8	79,3	5,4
Cone Kolimatör	Body(%)	19,1	8,5	4,6	3	2,2	1,7	1,3	0,9	0,8	0,6	0,4	0,1
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	99,8	98,8	95,7	83,9	27,5

Çizelge 4.1: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör hacim yüzdesi.

Hasta Adı:		M.K.				Body Hacmi:				3016cc			
Planlama Tekniği:		SRS				Tümör Hacmi:				3,2cc			
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	TİH(d)	211,1 2	84,45	45,24	30,16	24,13	18,10	12,05	9,05	9,05	6,02	3,02	0,66
	TH(d)	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,16	2,90	0,66
5mm DMLC	TİH(d)	233,1 7	87,45	48,26	33,18	24,13	18,10	12,05	9,05	9,05	6,02	3,02	0,16
	TH(d)	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,16	3,10	2,54	0,16
Cone Kolimatör	TİH(d)	576,0 6	256,3 6	138,7 4	90,48	66,34	51,26	39,21	27,14	24,13	18,10	12,05	3,02
	TH(d)	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,19	3,15	3,05	2,68	0,88

Çizelge 4.2: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.

Hasta Adı:		M.K.											
Planlama Tekniği:		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	CI(d)	0,014	0,038	0,071	0,105	0,132	0,177	0,265	0,354	0,354	0,520	0,872	0,205
	CI(d)	0,013	0,037	0,065	0,095	0,132	0,177	0,265	0,354	0,348	0,505	0,689	0,05
5mm DMLC	CI(d)	0,006	0,012	0,022	0,034	0,047	0,061	0,082	0,117	0,129	0,166	0,213	0,165
	CI(d)	0,006	0,012	0,022	0,034	0,047	0,061	0,082	0,117	0,129	0,166	0,213	0,165

Çizelge 4.3: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).

3 mm DMLC:

$$TİH(d) = \text{Body Hacmi} \times \% \text{Body} / 100$$

$$TİH(\%90) = 0,2 \times 30,16$$

$$= 6,02 \text{ cc}$$

$$TİH(\%95) = 0,1 \times 30,16$$

$$= 3,02 \text{ cc}$$

$$TH(d) = \text{Tümör Hacmi} \times \%Tümör/100$$

$$TH(\%90) = 3,2 \times 0,989$$

$$= 3,16 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 3,2 \times 0,91$$

$$= 2,90 \text{ cc}$$

$$CI_{yeni}(d) = \frac{TH(d)}{T\ddot{I}H(d)+TH-TH(d)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{3,16(\%90)}{6,02(\%90) + 3,2 - 3,16(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,520$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{2,90(\%95)}{3,02(\%90) + 3,2 - 2,90(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,872$$

5 mm DMLC:

$$T\ddot{I}H(\%90) = 0,2 \times 30,16$$

$$= 6,02 \text{ cc}$$

$$T\ddot{I}H(\%95) = 0,1 \times 30,16$$

$$= 3,02 \text{ cc}$$

$$TH(\%90) = 3,2 \times 0,968$$

$$= 3,10 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 3,2 \times 0,793$$

$$= 2,54 \text{ cc}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{3,10(\%90)}{6,02(\%90) + 3,2 - 3,10(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,505$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{2,54(\%95)}{3,02(\%90) + 3,2 - 2,54(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,689$$

Cone Kolimatör:

$$T\ddot{I}H(\%90) = 0,6 \times 30,16$$

$$= 18,10 \text{ cc}$$

$$T\ddot{I}H(\%95) = 0,4 \times 30,16$$

$$= 12,05 \text{ cc}$$

$$TH(\%90) = 3,2 \times 0,957$$

$$= 3,05 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 3,2 \times 0,839$$

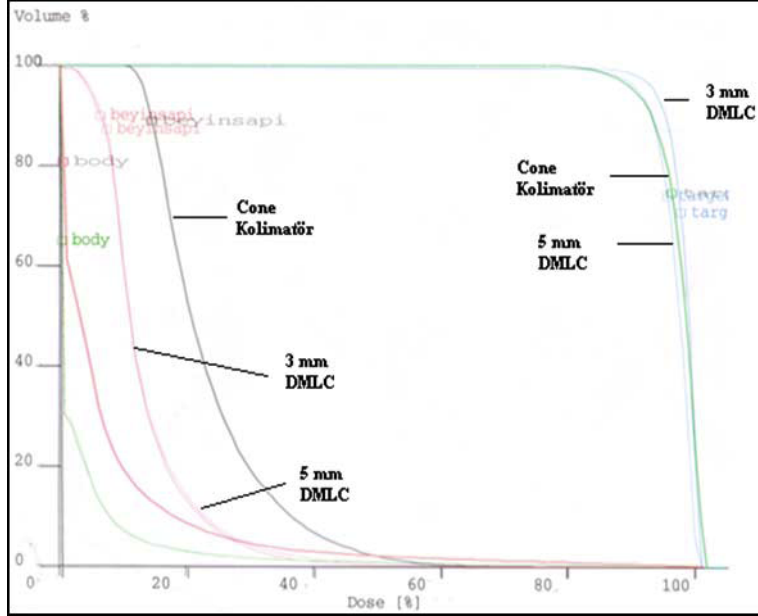
$$= 2,68 \text{ cc}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{3,05(\%90)}{18,10(\%90) + 3,2 - 3,05(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,166$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{2,68(\%95)}{12,05(\%90) + 3,2 - 2,68(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,213$$



Şekil 4.1: M.K' ya ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.

M.K. 'nın şekil (4.1)' de yer alan 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH ler incelendiğinde 3 mm DMLC ile yapılan planlamanın gerek hedefe homojen ve yüksek doz vermek gerekse riskli organı (brain stem: beyin sapı) azami şekilde korumak için diğer planlama şekillerine göre daha iyi sonuç verdiği açıktır.

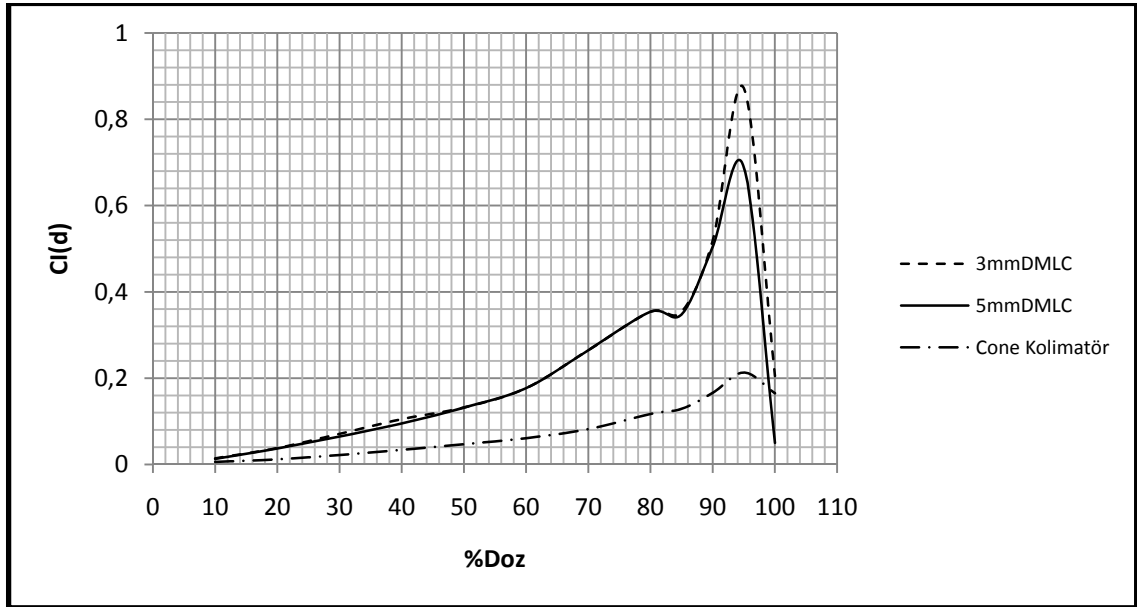
3 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %60 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 90 lık izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %90 lık izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 0,66d Gy (d/0,90 x 0,60) doz alır.

5 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %67 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 0,79d (d/0,85 x 0,67) Gy doz alır.

durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 0,79d ($d/0,85 \times 0,67$) Gy doz alır.

Cone kolimatör ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %74 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 0,87d ($d/0,85 \times 0,74$) Gy doz alır.

Bu anlatılanlar sonucunda beyin sapı 3 mm DMLC ile yapılan planlamada 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamaya göre daha iyi korunabildiğinden M.K. 3 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedavi edilmelidir.



Şekil 4.2: M.K.'ya ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.

Şekil (4.2)' de yer alan CI sonuçları incelendiğinde ise 3 mm DMLC ile yapılan planlamada diğer planlamalara göre tanımlanan izodoz hacmi hedef hacmi çok daha iyi bir şekilde sarmakta ve hedef etrafındaki normal dokular çok daha az doz almaktadır. Bu durumda CI sonuçları da DVH sonuçlarında olduğu gibi M.K.'nın 3 mm DMLC ile tedavi edilmesini öngörür.

Fakat 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar arasındaki fark Şekil (4.1)' de yer alan DVH sonuçlarında belirgin bir şekilde görülmektedir.

Şekil (4.2)' de yer alan CI sonuçlarında ise bu planlamalar arasında belirgin bir fark olduğu açıkça görülmektedir.

Hasta Adı:		K.H.											
Planlama Tekniği		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	Body(%)	18,4	9,8	5,7	3,2	2	1,4	1,1	0,8	0,7	0,5	0,4	0,1
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	96,9	78,5	39,8
5mm DMLC	Body(%)	18,6	9,9	8,7	3,2	2	1,4	1,1	0,8	0,7	0,6	0,4	0,2
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	97	78,5	39,7
Cone Kolimatör	Body(%)	19,87	8,43	4,82	3,27	2,49	1,98	1,62	1,38	1,20	1,02	0,76	0,26
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99,82	45,79

Çizelge 4.4: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör hacmi yüzdesi

Hasta Adı:		K.H.				Body Hacmi:				3258 cc			
Planlama Tekniği:		SRS				Tümör Hacmi:				10,2 cc			
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	TİH(d)	605,99	322,53	185,71	104,26	65,16	45,60	35,84	26,05	22,81	16,29	13,02	6,52
	TH(d)	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	9,88	8,01	4,05
5mm DMLC	TİH(d)	599,46	319,27	185,71	104,26	65,16	45,60	35,84	26,05	22,81	19,55	13,02	3,26
	TH(d)	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	9,87	7,99	4,06
Cone Kolimatör	TİH(d)	647,36	274,65	157,04	106,54	81,11	64,51	52,78	44,95	39,10	33,22	24,75	8,46
	TH(d)	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,17	4,66

Çizelge 4.5: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.

Hasta Adı:		K.H.											
Planlama Tekniği		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	CI(d)	0,017	0,032	0,055	0,098	0,155	0,224	0,285	0,391	0,446	0,595	0,526	0,320
5mm DMLC	CI(d)	0,017	0,032	0,055	0,098	0,155	0,224	0,285	0,391	0,446	0,496	0,525	0,432
Cone Kolimatör	CI(d)	0,016	0,036	0,065	0,096	0,126	0,157	0,192	0,227	0,261	0,306	0,409	0,333

Çizelge 4.6: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).

3 mm DMLC:

$$TİH(d) = Body Hacmi \times \%Body/100$$

$$TİH(\%90) = 0,5 \times 32,58$$

$$= 16,29 \text{ cc}$$

$$\begin{aligned} T\dot{I}H(\%95) &= 0,4 \times 32,58 \\ &= 13,02 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$TH(d) = \text{Tümör Hacmi} \times \%Tümör/100$$

$$\begin{aligned} TH(\%90) &= 10,2 \times 0,969 \\ &= 9,88 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%95) &= 10,2 \times 0,783 \\ &= 8,01 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$CI_{yeni}(d) = \frac{TH(d)}{T\dot{I}H(d)+TH-TH(d)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{9,88(\%90)}{16,29(\%90) + 10,2 - 9,88(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,595$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{8,01(\%95)}{13,02(\%90) + 10,2 - 8,01(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,526$$

5 mm DMLC:

$$\begin{aligned} T\dot{I}H(\%90) &= 0,6 \times 32,58 \\ &= 19,55 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T\dot{I}H(\%95) &= 0,4 \times 32,58 \\ &= 13,02 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%90) &= 10,2 \times 0,97 \\ &= 9,87 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%95) &= 10,2 \times 0,785 \\ &= 7,99 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{9,87(\%90)}{19,55(\%90) + 10,2 - 9,87(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,496$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{7,99(\%95)}{13,02(\%90) + 10,2 - 7,99(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,525$$

Cone Kolimatör:

$$T\bar{H}(\%90) = 32,58 \times 1,02$$

$$= 32,22 \text{ cc}$$

$$T\bar{H}(\%95) = 32,58 \times 0,76$$

$$= 24,75 \text{ cc}$$

$$TH(\%90) = 10,2 \times 1$$

$$= 10,2 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 10,2 \times 0,9982$$

$$= 10,17 \text{ cc}$$

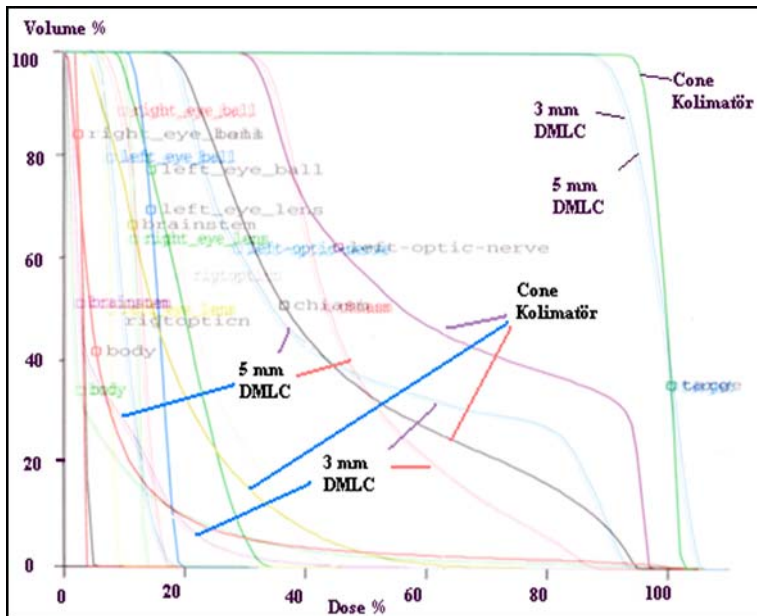
$$CI(d) = \frac{TH(d)}{T\bar{H}(d)} = \frac{TH}{T\bar{H}(d)}$$

$$CI(\%90) = \frac{10,2(\%90)}{32,22(\%90)}$$

$$CI(\%90) = 0,306$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = \frac{10,17(\%95)}{24,75(\%90) + 10,2 - 10,17(\%95)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = 0,409$$



Şekil 4.3: K.H.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.

K.H. 'nın şekil (4.3)' de 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH ler görülmektedir. Bu şekil (4.3)' de planlamalara ait DVH ler birleştirildiğinde karışıklığı önlemek için riskli organ olan optik kiyasma(chiasm) kırmızı çizgi, sol optik sinir (left optic nerve) mor çizgi ve beyin sapı (brain stem) mavi çizgilerle işaret edilmiştir. Bu riskli organlar dışında ki diğer riskli organlar çok az doz aldıklarından göz ardı edilmiştir.

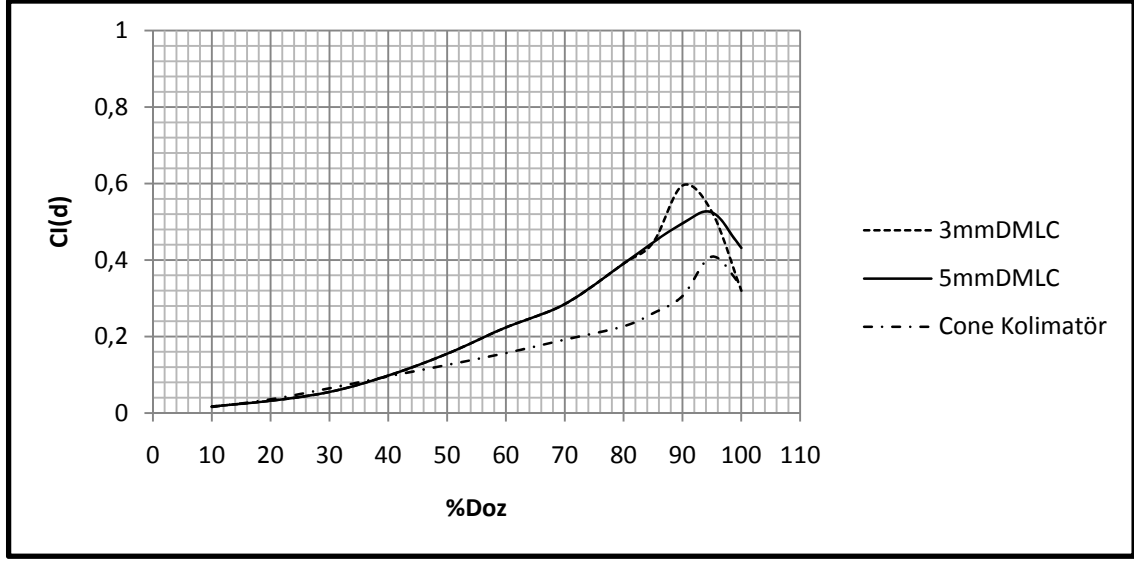
Şekil (4.3)' de de görüldüğü gibi 3 mm ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH sonuçları gerek hedefe yüksek ve homojen doz vermek gerekse riskli organı azami şekilde korumak açısından hemen hemen aynıdır. 3 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %56, sol optik sinir maksimum %94 ve optik kiyasma maksimum %88 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde optik kiyasma maksimum 1.03d Gy, beyin sapı maksimum 0,66d Gy ve sol optik sinir maksimum 1.1d Gy doz alır.

5 mm DMLC ile yapılan planlamada da beyin sapı maksimum %55, sol optik sinir maksimum %93 ve optik kiyasma maksimum %88 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde optik kiyasma maksimum 1,03d Gy, beyin sapı maksimum 0,65d Gy ve sol optik sinir maksimum 1,09d Gy doz alır.

Görüldüğü gibi DVH sonuçları açısından 3 mm ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamada önemsenmeye değer bir fark yoktur.

Cone kolimatör ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %76, sol optik sinir maksimum %97 ve optik kiyasma maksimum %95 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 95 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %95 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde optik kiyasma maksimum d Gy, beyin sapı maksimum 0,8d Gy ve sol optik sinir maksimum 1,02 Gy doz alır.

Bu anlatılanlar sonucunda hastanın 3 mm yada 5 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedavi edilmesi gerektiğine karar verilir. Çünkü cone kolimatör ile yapılan planlamada riskli organlar daha fazla doz almaktadır.



Şekil 4.4: K.H.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.

Şekil (4.4)' de yer alan CI sonuçları incelendiğinde ise 3 mm DMLC ile yapılan planlama diğer iki planlamaya kıyasla daha iyidir. DVH sonuçları açısından ise 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar karşılaştırıldığında 5 mm DMLC ve 3 mm DMLC ile yapılan planlamalar aynı olmakla beraber cone kolimatörden daha iyi sonuçlar vermekteydi. DVH sonuçlarına göre 3 mm DMLC ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamalar arasında fark yok gibi görünse de Şekil (4.4)' de görüldüğü gibi CI sonuçları açısından 3 mm DMLC ile yapılan planlamada hedef hacim ile tanımlanan izodoz hacmi arasında uygunluk daha iyidir. Bu sonuçlar göz önünde bulundurularak DVH sonuçlarına göre çok fazla fark olmayan planlamalar arasında optimizasyon yapıldığında hastanın 5 mm DMLC ile yapılan planlama ile değil de 3 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedavi edilmesi gerektiğine karar verilir.

Hasta Adı:		Ş.Ö.											
Planlama Tekniği		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	Body(%)	6,9	2,9	1,6	1	0,7	0,6	0,4	0,3	0,3	0,2	0,1	0,006
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	99,8	97,7	81,4	4,7
5mm DMLC	Body(%)	7,4	3,1	1,6	1,1	0,8	0,6	0,4	0,3	0,3	0,2	0,1	0,004
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	99,9	97,4	72,7	3,2
Cone Kolimatör	Body(%)	8,4	3	1,7	1,1	0,9	0,7	0,5	0,4	0,3	0,3	0,2	0,045
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	99,8	99,1	96,9	88	33,8

Çizelge 4.7: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör hacmi yüzdesi

Hasta Adı:	Ş.Ö.				Body Hacmi:				2854 cc				
Planlama Tekniği:	SRS				Tümör Hacmi:				3,5 cc				
% İzodoz Çizgisi:	10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100	
3mm DMLC	TİH(d)	196,98	82,79	45,68	28,55	19,97	17,13	11,42	8,55	8,55	5,71	2,85	0,168
	TH(d)	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,49	3,42	2,85	0,168
5mm DMLC	TİH(d)	211,24	88,5	45,68	31,40	22,84	17,13	11,42	8,55	8,55	5,71	2,85	0,112
	TH(d)	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,41	2,54	0,112
Cone Kolimatör	TİH(d)	239,80	85,63	43,30	31,39	25,68	19,97	14,26	11,42	8,55	8,55	5,71	1,30
	TH(d)	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,48	3,47	3,38	3,08	1,18

Çizelge 4.8: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.

Hasta Adı:	Ş.Ö.												
Planlama Tekniği	SRS												
% İzodoz Çizgisi:	10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100	
3mm DMLC	CI(d)	0,018	0,041	0,077	0,123	0,174	0,203	0,306	0,408	0,408	0,591	0,813	0,048
	CI(d)	0,017	0,038	0,077	0,110	0,152	0,203	0,306	0,408	0,408	0,588	0,667	0,032
5mm DMLC	CI(d)	0,015	0,041	0,081	0,110	0,135	0,174	0,244	0,303	0,403	0,390	0,501	0,326
	CI(d)	0,015	0,041	0,081	0,110	0,135	0,174	0,244	0,303	0,403	0,390	0,501	0,326

Çizelge 4.9: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).

3 mm DMLC:

$$TİH(d) = \text{Body Hacmi} \times \% \text{Body} / 100$$

$$TİH(\%90) = 28,54 \times 0,2$$

$$= 5,71 \text{ cc}$$

$$TİH(\%95) = 28,54 \times 0,1$$

$$= 2,85 \text{ cc}$$

$$TH(d) = \text{Tümör Hacmi} \times \% \text{Tümör} / 100$$

$$TH(\%90) = 3,5 \times 0,977$$

$$= 3,42 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 3,5 \times 0,814$$

$$= 2,85 \text{ cc}$$

$$CI_{yeni}(d) = \frac{TH(d)}{TİH(d) + TH - TH(d)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{3,42(\%90)}{5,71(\%90) + 3,5 - 3,42(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,591$$

$$CI(d) = \frac{TH(d)}{TH} = \frac{TIH(d)}{TH}$$

$$CI(\%95) = \frac{2,85(\%95)}{3,5}$$

$$CI(\%95) = 0,813$$

5 mm DMLC:

$$\begin{aligned} TIH(\%90) &= 28,54 \times 0,2 \\ &= 5,71 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TIH(\%95) &= 28,54 \times 0,1 \\ &= 2,85 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%90) &= 3,5 \times 0,974 \\ &= 3,41 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%95) &= 3,5 \times 0,727 \\ &= 2,54 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{3,41(\%90)}{5,71(\%90) + 3,5 - 3,41(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,588$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{2,54(\%95)}{2,85(\%95) + 3,5 - 2,54(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,667$$

Cone Kolimatör:

$$\begin{aligned} TIH(\%90) &= 28,54 \times 0,3 \\ &= 8,55 \text{ cc} \end{aligned}$$

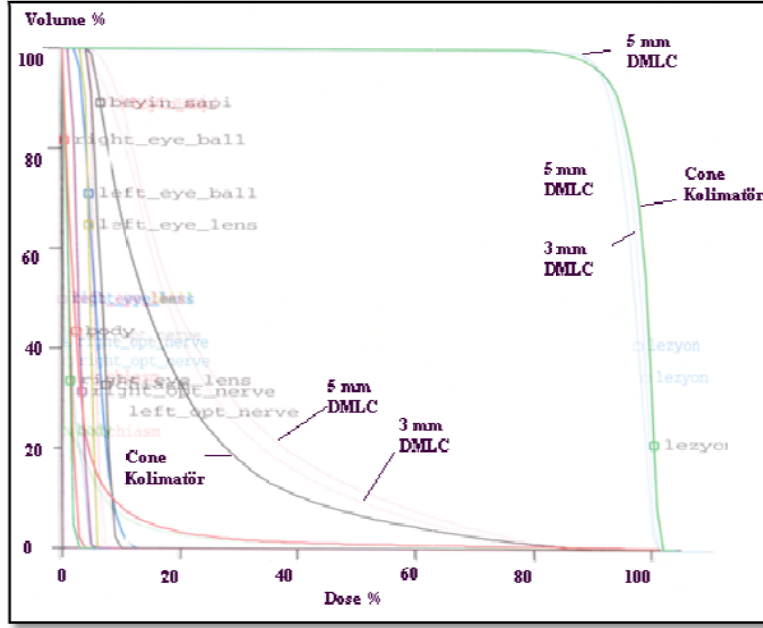
$$\begin{aligned} TIH(\%95) &= 28,54 \times 0,2 \\ &= 5,71 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%90) &= 3,5 \times 0,969 \\ &= 3,38 \text{ cc} \end{aligned}$$

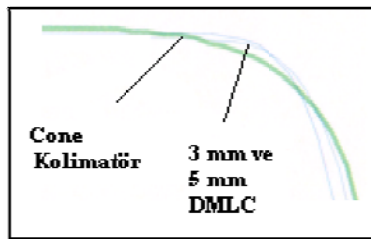
$$\begin{aligned} TH(\%95) &= 3,5 \times 0,88 \\ &= 3,08 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = 0,390$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = 0,501$$



Şekil 4.5: Ş.Ö.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.



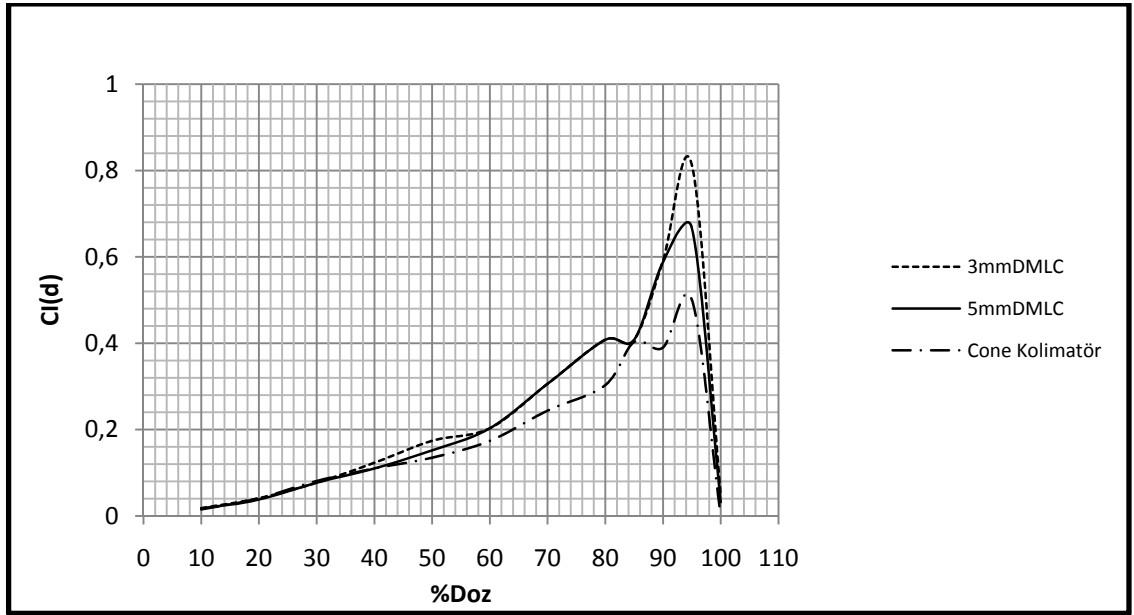
Şekil 4.6: Ş.Ö.' ye ait DVH ten alınan omuz kısmı görüntüsü.

Şekil (4.5)' de Ş.Ö. 'in 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalara ait DVH leri görülmektedir. Şekil (4.6)' da ise Şekil (4.5)' de yer alan DVH görüntüsünde DVH lere ait hedef hacmin aldığı minimum dozu gösteren omuz kısmı çok belirgin olmadığından dolayı DVH' ten alınan omuz kısmının görüntüsü yer almaktadır.

3 mm DMLC ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %91 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı 1.07 Gy doz alır.

Cone kolimatör ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %94 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 80 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %80 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı 1,17 Gy doz alır.

Sonuç olarak 3 mm DMLC ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamalardan birisi ile hasta tedavi edilebilir. Çünkü beyin sapı 3 mm DMLC ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamada cone kolimatör ile yapılan planlamaya göre daha az doz alır.



Şekil 4.7: Ş.Ö.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.

Fakat şekil (4.7)' de görülen CI sonuçları da göz önünde bulundurularak planlamalar değerlendirildiğinde 3 mm DMLC ile yapılan planlamada hedef hacim ile belirlenen izodoz hacmi arasında uygunluğun daha iyi olduğu görülmektedir. Bu durumda hasta 5 mm DMLC ile değil de 3 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedavi edilmelidir.

Hasta Adı:		M.G.											
Planlama Tekniği:		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	Body(%)	5,9	3,3	1,7	0,9	0,6	0,4	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1	0,013
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	99,9	98,5	90	18,1
5mm DMLC	Body(%)	6,1	3,4	1,8	1	0,7	0,5	0,4	0,3	0,2	0,2	0,1	0,014
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	99,6	98,4	95,5	75,8	19,8
Cone Kolimatör	Body(%)	7,39	2,9	1,58	1,06	0,78	0,62	0,44	0,35	0,35	0,25	0,18	0,025
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99,5	98,45	35,0

Çizelge 4.10: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör hacmi yüzdesi

Hasta Adı:		M.G.				Body Hacmi:				3590cc			
Planlama Tekniği:		SRS				Tümör Hacmi:				2,6cc			
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	TİH(d)	211,81	118,47	61,03	32,31	21,54	14,36	10,77	7,18	7,18	3,59	3,59	0,47
	TH(d)	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,55	2,34	0,47
5mm DMLC	TİH(d)	218,99	122,06	64,62	35,90	25,13	17,95	14,36	10,77	7,18	7,18	3,59	0,51
	TH(d)	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,56	2,47	1,96	0,51
Cone Kolimatör	TİH(d)	265,29	104,10	56,72	38,04	28,00	22,26	15,78	12,56	12,56	8,97	6,45	0,95
	TH(d)	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,59	2,56	0,95

Çizelge 4.11: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.

Hasta Adı:		M.G.											
Planlama Tekniği:		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	CI(d)	0,011	0,022	0,043	0,080	0,121	0,180	0,240	0,361	0,361	0,700	0,608	0,181
	CI(d)	0,012	0,020	0,039	0,071	0,103	0,145	0,180	0,240	0,355	0,338	0,462	0,196
Cone Kolimatör	CI(d)	0,010	0,025	0,046	0,067	0,093	0,117	0,165	0,206	0,206	0,287	0,393	0,365

Çizelge 4.12: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).

3 mm DMLC:

$$TİH(d) = \text{Body Hacmi} \times \% \text{Body} / 100$$

$$TİH(\%90) = 35,9 \times 0,1$$

$$= 3,59 \text{ cc}$$

$$TİH(\%95) = 35,9 \times 0,1$$

$$= 3,59 \text{ cc}$$

$$TH(d) = \text{Tümör Hacmi} \times \% \text{Tümör} / 100$$

$$\begin{aligned} TH(\%90) &= 2,6 \times 0,985 \\ &= 2,55 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%95) &= 2,6 \times 0,90 \\ &= 2,34 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$CI_{yeni}(d) = \frac{TH(d)}{T_{iH}(d) + TH - TH(d)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{2,55(\%90)}{3,59(\%90) + 2,6 - 2,55(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,700$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{2,34(\%95)}{3,59(\%95) + 2,6 - 2,34(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,608$$

5 mm DMLC:

$$\begin{aligned} T_{iH}(\%90) &= 35,9 \times 0,2 \\ &= 7,18 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T_{iH}(\%95) &= 35,9 \times 0,1 \\ &= 3,59 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%90) &= 2,6 \times 0,955 \\ &= 2,47 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%95) &= 2,6 \times 0,758 \\ &= 1,96 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{2,47(\%90)}{7,18(\%90) + 2,6 - 2,47(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,338$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{1,96(\%95)}{3,59(\%95) + 2,6 - 1,96(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,462$$

Cone Kolimatör:

$$\begin{aligned} T_{iH}(\%90) &= 35,9 \times 0,25 \\ &= 8,97 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$T_{IH}(\%95) = 35,9 \times 0,18$$

$$= 6,45 \text{ cc}$$

$$T_H(\%90) = 2,6 \times 0,995$$

$$= 2,59 \text{ cc}$$

$$T_H(\%95) = 2,6 \times 0,9845$$

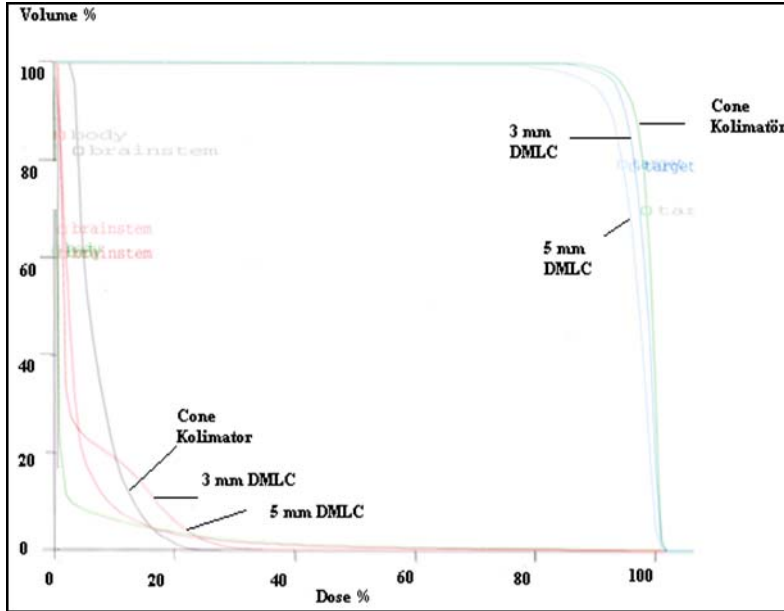
$$= 2,56 \text{ cc}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = \frac{2,59(\%90)}{8,97(\%90) + 2,6 - 2,59(\%90)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = 0,287$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = \frac{2,56(\%95)}{6,45(\%95) + 2,6 - 2,56(\%95)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = 0,393$$



Şekil 4.8: M.G.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.

M.G. 'nin şekil (4.8)' de 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH leri görülmektedir.

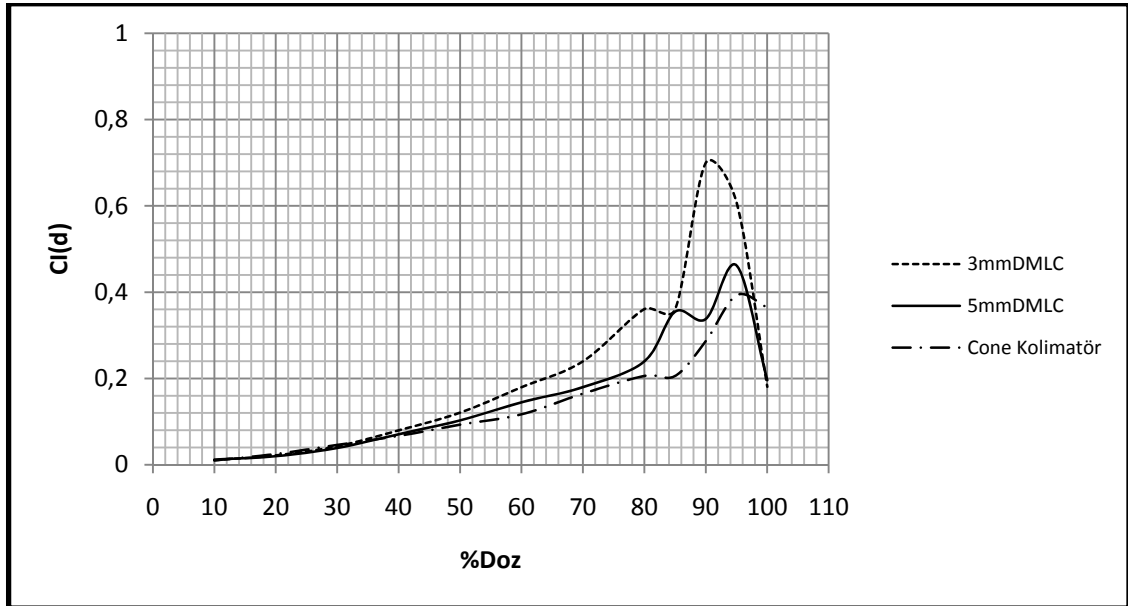
3 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %34 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 90 lık izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır.

Bu % 90 lik izodoz hacmine d dozu verildiğinde beyin sapının alacağı maksimum doz 0,38d Gy olacaktır.

5 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %32 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu % 85 lik izodoz hacmine d dozu verildiğinde beyin sapının alacağı maksimum doz 0,38d olacaktır.

Cone kolimatör ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %27 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 95 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu % 95 lik izodoz hacmine d dozu verildiğinde beyin sapının alacağı maksimum doz 0,27d olacaktır.

Bu durumda 3 mm DMLC ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapının aldığı dozlar eşittir. Cone kolimatör ile yapılan planlamada ise diğer iki planlamaya kıyasla beyin sapı daha iyi korunmakta ve hedefe daha homojen doz verilmektedir. DVH sonuçları hastanın cone kolimatör ile yapılan planlama ile tedaviye alınmasını öngörür.



Şekil 4.9: M.G.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.

Fakat bu planlamalar CI sonuçları açısından değerlendirildiğinde şekil (4.9)' da görüldüğü gibi cone kolimatör ile yapılan planlamada hedef hacmi ile tanımlanan izodoz hacmi arasında diğer planlamalara kıyasla uygunluk çok kötüdür. Ayrıca DVH sonuçlarında beyin sapı cone kolimatör ile yapılan planlamada 3 mm DMLC ile yapılan planlamaya göre %30 oranında daha az doz alırken CI açısından değerlendirildiğinde 3 mm DMLC ile yapılan planlamada cone kolimatör ile yapılan planlamaya göre belirlenen izodoz hacmi ile hedef hacim arasındaki uyumluluk yaklaşık olarak iki kat daha iyidir. Bu yüzden hasta 3 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedavi edilmelidir.

Hasta Adı:		F.Ö.											
Planlama Tekniği:		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	Body(%)	11,4	4,5	2,5	1,7	1,3	1	0,8	0,6	0,5	0,4	0,3	0,025
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	95,2	9,4
5mm DMLC	Body(%)	11,7	4,7	2,6	1,8	1,3	1	0,8	0,6	0,5	0,4	0,2	0,0042
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99,2	78	1,5
Cone Kolimatör	Body(%)	29,2	12,2	5,6	3,5	2,5	1,9	1,5	1	0,8	0,6	0,4	0,1
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99,1	95,0	34,3

Çizelge 4.13: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör hacmi yüzdesi

Hasta Adı:		F.Ö.				Body Hacmi:				2583cc			
Planlama Tekniği:		SRS				Tümör Hacmi:				7,2cc			
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	TİH(d)	294,45	116,23	64,57	43,90	33,58	25,83	20,65	15,50	12,91	10,32	7,75	0,68
	TH(d)	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	6,84	0,68
5mm DMLC	TİH(d)	302,20	121,39	67,16	46,48	33,58	25,83	20,65	15,50	12,91	10,32	5,17	0,11
	TH(d)	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,13	5,62	0,11
Cone Kolimatör	TİH(d)	754,24	315,11	144,65	90,40	64,57	49,08	38,74	25,83	20,65	15,50	10,32	2,57
	TH(d)	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	6,84	2,47

Çizelge 4.14: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.

Hasta Adı:		F.Ö.											
Planlama Tekniği:		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	CI(d)	0,024	0,062	0,110	0,163	0,213	0,279	0,349	0,463	0,558	0,698	0,842	0,094
5mm DMLC	CI(d)	0,023	0,058	0,108	0,155	0,213	0,279	0,349	0,463	0,558	0,685	0,833	0,014
Cone Kolimatör	CI(d)	0,009	0,023	0,050	0,078	0,110	0,147	0,186	0,279	0,349	0,457	0,639	0,337

Çizelge 4.15: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).

3 mm DMLC:

$$T\dot{I}H(d) = \text{Body Hacmi} \times \%Body/100$$

$$\begin{aligned} T\dot{I}H(\%90) &= 25,83 \times 0,4 \\ &= 10,32 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T\dot{I}H(\%95) &= 25,83 \times 0,3 \\ &= 7,75 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$TH(d) = \text{Tümör Hacmi} \times \%Tümör/100$$

$$\begin{aligned} TH(\%90) &= 7,2 \times 1 \\ &= 7,2 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%95) &= 7,2 \times 0,952 \\ &= 6,84 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$CI(d) = \frac{TH(d)}{T\dot{I}H(d)} = \frac{TH}{T\dot{I}H(d)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{7,2}{10,32(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,698$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{6,84(\%95)}{7,75(\%95) + 7,2 - 6,84(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,842$$

5 mm DMLC:

$$\begin{aligned} T\dot{I}H(\%90) &= 25,83 \times 0,4 \\ &= 10,32 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T\dot{I}H(\%95) &= 25,83 \times 0,2 \\ &= 5,17 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%90) &= 7,2 \times 0,992 \\ &= 7,13 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%95) &= 7,2 \times 0,78 \\ &= 5,62 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{7,13(\%90)}{10,32(\%90) + 7,2 - 7,13(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,685$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = \frac{5,62(\%95)}{5,17(\%95) + 7,2 - 5,62(\%95)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = 0,833$$

Cone Kolimatör:

$$\begin{aligned} T\ddot{I}H(\%90) &= 25,83 \times 0,6 \\ &= 15,50 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T\ddot{I}H(\%95) &= 25,83 \times 0,4 \\ &= 10,32 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} TH(\%90) &= 7,2 \times 0,991 \\ &= 7,12 \text{ cc} \end{aligned}$$

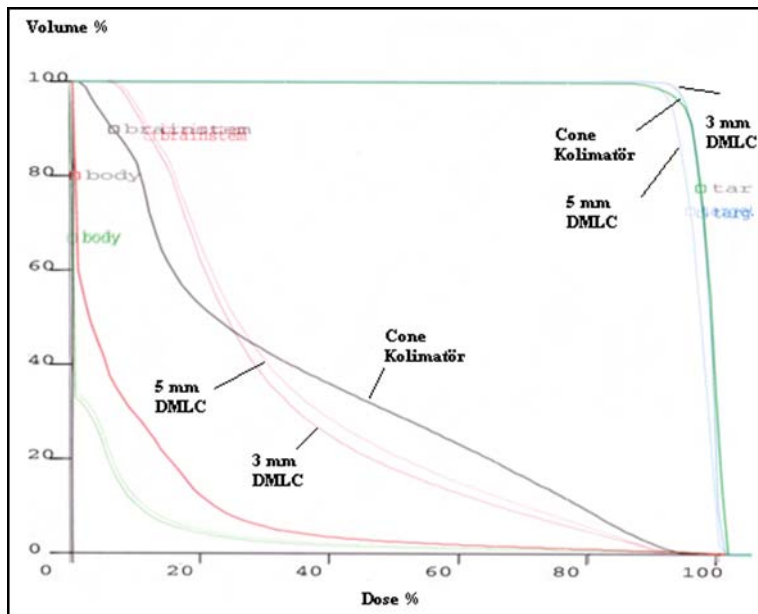
$$\begin{aligned} TH(\%95) &= 7,2 \times 0,95 \\ &= 6,84 \text{ cc} \end{aligned}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = \frac{7,12(\%90)}{15,50(\%90) + 7,2 - 7,12(\%90)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = 0,457$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = \frac{6,84(\%95)}{10,32(\%95) + 7,2 - 6,84(\%95)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = 0,639$$



Şekil 4.10: F.Ö.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.

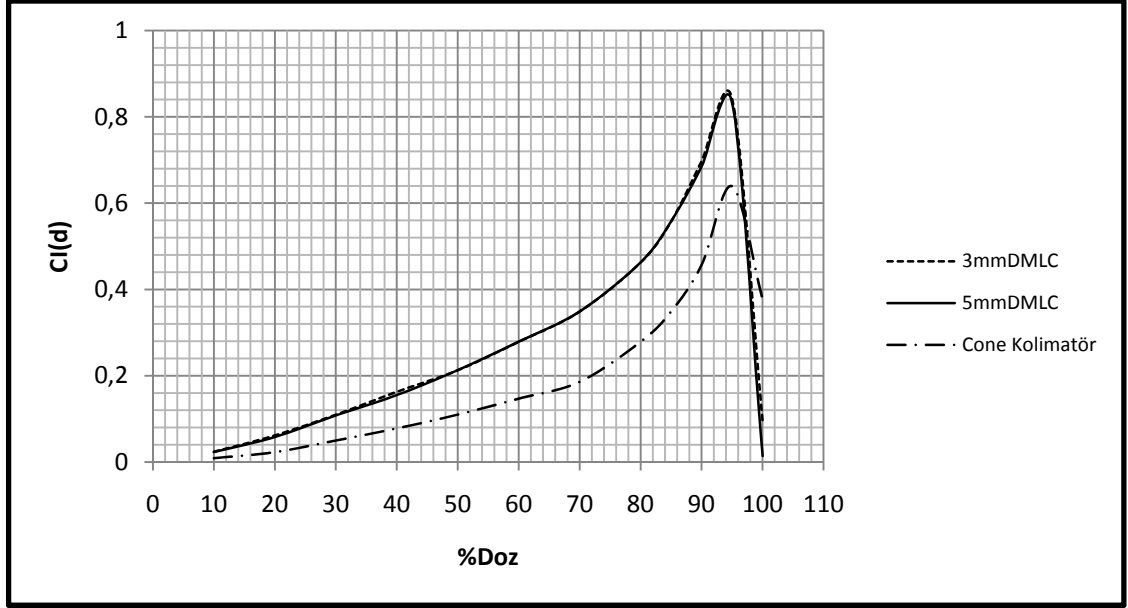
F:Ö' ün şekil (4.10)' da yer alan 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH leri görülmektedir.

3 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %96 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 90 lık izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %90 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 1,07d Gy doz alır.

5 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %95 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 1,12d Gy doz alır.

Cone kolimatör ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %97 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 1,14d Gy doz alır.

Sonuçlar incelendiğinde 3 planlamada hemen hemen aynı sonuçları vermektedir. Fakat 3 mm DMLC de diğer planlamalara göre azda olsa hedef daha homojen doz verilirken beyin sapı daha iyi korunmaktadır. Bu durumda DVH sonuçlarına göre hasta 3 mm DMLC ile yapılan planlamayla tedavi edilebilir.



Şekil 4.11: F.Ö.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.

Şekil (4.11)' de görülen 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamaların CI sonuçları incelendiğinde 3 mm ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamalar aynı sonucu verirken cone kolimatör ile yapılan planlama daha kötü sonuç verir. Bu CI sonuçları da DVH sonuçlarını doğruladığı için hastanın 3 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedavi edilmesi gerektiğine karar verilir.

Hasta Adı:		A.E											
Planlama Tekniği		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	Body(%)	15,9	8	4	2,2	1,5	1,1	0,8	0,6	0,4	0,3	0,2	0,032
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	99,9	97,3	83,8	58,2	14,1
5mm DMLC	Body(%)	16,4	8,1	4,1	2,3	1,5	1,1	0,8	0,6	0,4	0,3	0,2	0,013
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	99,7	95,9	80,2	49,3	6,2
Cone Kolimatör	Body(%)	24,22	10,68	5,84	3,82	2,66	2,1	1,72	1,42	1,23	0,105	0,75	0,28
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	99,9	99,5	98,3	87,1	37,6

Çizelge 4.16: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör yüzdesi

Hasta Adı:	A.E.				Body Hacmi:				3140 cc				
Planlama Tekniği:	SRS				Tümör Hacmi:				7,1 cc				
% İzodoz Çizgisi:	10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100	
3mm DMLC	TİH(d)	499,26	251,2	125,6	69,08	47,1	34,54	25,12	18,84	12,56	9,42	6,28	1,01
	TH(d)	7,1	7,1	7,1	7,1	7,1	7,1	7,1	7,09	7,01	5,95	4,12	1,01
5mm DMLC	TİH(d)	514,96	254,34	128,74	72,22	47,1	34,54	25,12	18,84	12,56	9,42	6,28	0,44
	TH(d)	7,1	7,1	7,1	7,1	7,1	7,1	7,1	7,08	6,81	5,68	3,49	0,44
Cone Kolimatör	TİH(d)	766,79	335,34	182,42	119,95	83,51	65,94	54,01	44,59	38,61	32,97	23,55	8,79
	TH(d)	7,1	7,1	7,1	7,1	7,1	7,1	7,1	7,09	7,06	6,98	6,17	2,67

Çizelge 4.17: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.

Hasta Adı:	A.E.												
Planlama Tekniği:	SRS												
% İzodoz Çizgisi:	10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100	
3mm DMLC	CI(d)	0,013	0,027	0,054	0,103	0,151	0,200	0,282	0,375	0,553	0,563	0,445	0,141
	CI(d)	0,014	0,028	0,054	0,097	0,151	0,200	0,282	0,374	0,530	0,524	0,353	0,062
5mm DMLC	CI(d)	0,009	0,020	0,039	0,058	0,084	0,108	0,130	0,156	0,183	0,211	0,251	0,202
	CI(d)	0,009	0,020	0,039	0,058	0,084	0,108	0,130	0,156	0,183	0,211	0,251	0,202

Çizelge 4.18: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).

3 mm DMLC:

$$TİH(d) = \text{Body Hacmi} \times \% \text{Body} / 100$$

$$TİH(\%90) = 31,4 \times 0,3$$

$$= 9,42 \text{ cc}$$

$$TİH(\%95) = 31,4 \times 0,2$$

$$= 6,28 \text{ cc}$$

$$TH(d) = \text{Tümör Hacmi} \times \% \text{Tümör} / 100$$

$$TH(\%90) = 7,1 \times 0,838$$

$$= 5,95 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 7,1 \times 0,582$$

$$= 4,12 \text{ cc}$$

$$CI_{\text{yeni}}(d) = \frac{TH(d)}{TİH(d) + TH - TH(d)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = \frac{5,95(\%90)}{9,42(\%90) + 7,1 - 5,95(\%90)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = 0,563$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{4,12(\%95)}{6,28(\%95) + 7,1 - 4,12(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,445$$

5 mm DMLC:

$$T\dot{I}H(\%90) = 31,4 \times 0,3$$

$$= 9,42 \text{ cc}$$

$$T\dot{I}H(\%95) = 31,4 \times 0,2$$

$$= 6,28 \text{ cc}$$

$$TH(\%90) = 7,1 \times 0,802$$

$$= 5,68 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 7,1 \times 0,493$$

$$= 3,49 \text{ cc}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{5,68(\%90)}{9,42(\%90) + 7,1 - 5,68(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,524$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{3,49(\%95)}{6,28(\%95) + 7,1 - 3,49(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,353$$

Cone Kolimatör:

$$T\dot{I}H(\%90) = 31,4 \times 1,05$$

$$= 32,97 \text{ cc}$$

$$T\dot{I}H(\%95) = 31,4 \times 0,75$$

$$= 23,55 \text{ cc}$$

$$TH(\%90) = 7,1 \times 0,983$$

$$= 6,98 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 7,1 \times 0,871$$

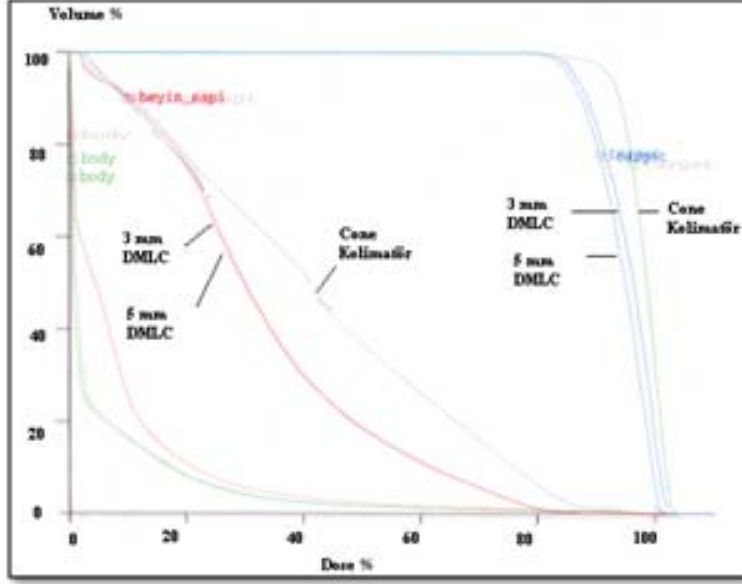
$$= 6,17 \text{ cc}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{6,98(\%90)}{32,97(\%90) + 7,1 - 6,98(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,211$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{6,17(\%95)}{23,55(\%95) + 7,1 - 6,17(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,251$$



Şekil 4.12: A.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.

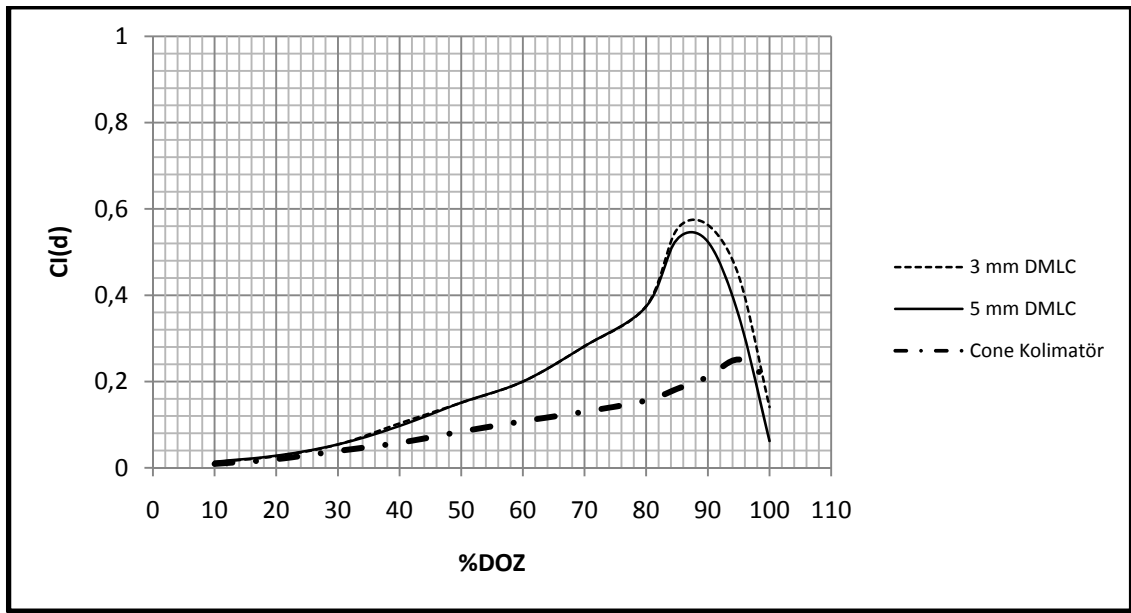
A.E.' ye ait şekil (4.12)' de görülen DVH sonuçları incelendiğinde 3 mm DMLC ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamalar arasında çok fazla fark olmamakla beraber cone kolimatör ile yapılan planlamada tümöre daha homojen doz verilebildiği görülür.

3 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %86 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı 1,01d Gy doz alır.

5 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %87 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı 1,02d Gy doz alır.

Cone kolimatör ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %93 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 90 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %90 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı 1,03d Gy doz alır.

Bu sonuçlarda da görüldüğü gibi 3 planlamayla da riskli organa aynı dozlar verilirken cone kolimatör ile yapılan planlamada diğer planlamalara kıyasla tümöre daha homojen doz verilmektedir. Bu nedenden dolayı sadece DVH sonuçlarına bakarak hastanın tedaviye cone kolimatör ile yapılan planlama ile alınması gerektiği düşünülebilir.



Şekil 4.13: A.E.'ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.

Diğer taraftan şekil (4.13)' de görülen 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamaların CI sonuçları incelendiğinde 3 mm ve 5 mm DMLC ile yapılan planlama sonuçlarında çok fazla fark olmamasına rağmen bu planlamalar ile cone kolimatör ile yapılan planlama sonuçları incelendiğinde CI açısından cone kolimatör diğerlerine göre belirgin bir fark ile daha kötü sonuç vermektedir. Bu durumda CI sonuçlarında 3 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar arasında DVH sonuçlarının aksine belirgin bir fark vardır bu nedenden dolayı hasta tedaviye 3 mm DMLC ile yapılan planlama ile alınmalıdır.

Hasta Adı:		M.S.											
Planlama Tekniği:		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	Body(%)	9,5	5,2	2,3	1,3	0,9	0,6	0,5	0,3	0,3	0,2	0,2	
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99,9	99,1	90,2
5mm DMLC	Body(%)	10,5	5,5	2,5	1,4	1	0,7	0,5	0,4	0,3	0,2	0,1	
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99,1	80,3	1,9
Cone Kolimatör	Body(%)	8,60	3,53	1,98	1,38	0,95	0,76	0,59	0,51	0,42	0,33	0,26	0,08
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	99,9	99,1	96,1	85,5

Çizelge 4.19: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör yüzdesi

Hasta Adı:		M.S.				Body Hacmi:				2910 cc			
Planlama Tekniği:		SRS				Tümör Hacmi:				3,8 cc			
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	TİH(d)	276,4 5	151,3 2	66,93	37,83	26,19	17,46	14,55	8,373	8,73	5,82	5,82	0,49
	TH(d)	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,77	3,43	0,49
5mm DMLC	TİH(d)	305,5 5	160,0 5	72,75	40,74	29,10	20,37	14,55	11,64	8,73	5,82	2,91	0,071
	TH(d)	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,77	3,04	0,071
Cone Kolimatör	TİH(d)	250,2 6	102,7 1	57,62	40,16	27,64	22,12	17,17	14,83	12,21	9,59	7,57	2,33
	TH(d)	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,77	3,64	3,25	1,08

Çizelge 4.20: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.

Hasta Adı:		M.S.											
Planlama Tekniği:													
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	CI(d)	0,014	0,024	0,058	0,099	0,144	0,217	0,260	0,434	0,434	0,643	0,553	0,129
	CI(d)	0,011	0,024	0,051	0,092	0,131	0,186	0,260	0,326	0,434	0,643	0,827	0,019
5mm DMLC	CI(d)	0,014	0,037	0,066	0,094	0,137	0,172	0,220	0,255	0,307	0,372	0,399	0,214
	CI(d)	0,014	0,037	0,066	0,094	0,137	0,172	0,220	0,255	0,307	0,372	0,399	0,214

Çizelge 4.21: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).

3 mm DMLC:

$$TİH(d) = \text{Body Hacmi} \times \% \text{Body} / 100$$

$$TİH(\%90) = 29,1 \times 0,2$$

$$= 5,82 \text{ cc}$$

$$TİH(\%95) = 29,1 \times 0,2$$

$$= 5,82 \text{ cc}$$

$$TH(d) = \text{Tümör Hacmi} \times \% \text{Tümör} / 100$$

$$TH(\%90) = 3,8 \times 0,991$$

$$= 3,77 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 3,8 \times 0,902$$

$$= 3,43 \text{ cc}$$

$$CI_{yeni}(d) = \frac{TH(d)}{T\dot{I}H(d)+TH-TH(d)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{3,77(\%90)}{5,82(\%90) + 3,8 - 3,77(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,643$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{3,43(\%95)}{5,82(\%95) + 3,8 - 3,43(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,553$$

5 mm DMLC:

$$T\dot{I}H(\%90) = 29,1 \times 0,2$$

$$= 5,82 \text{ cc}$$

$$T\dot{I}H(\%95) = 29,1 \times 0,1$$

$$= 2,91 \text{ cc}$$

$$TH(\%90) = 3,8 \times 0,991$$

$$= 3,77 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 3,8 \times 0,803$$

$$= 3,04 \text{ cc}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{3,77(\%90)}{5,82(\%90) + 3,8 - 3,77(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,643$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{3,04(\%95)}{2,91(\%95) + 3,8 - 3,04(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,827$$

Cone Kolimatör:

$$T\dot{I}H(\%90) = 29,1 \times 0,33$$

$$= 9,59 \text{ cc}$$

$$T\dot{I}H(\%95) = 29,1 \times 0,26$$

$$= 7,57 \text{ cc}$$

$$TH(\%90) = 3,8 \times 0,961$$

$$= 3,64 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 3,8 \times 0,855$$

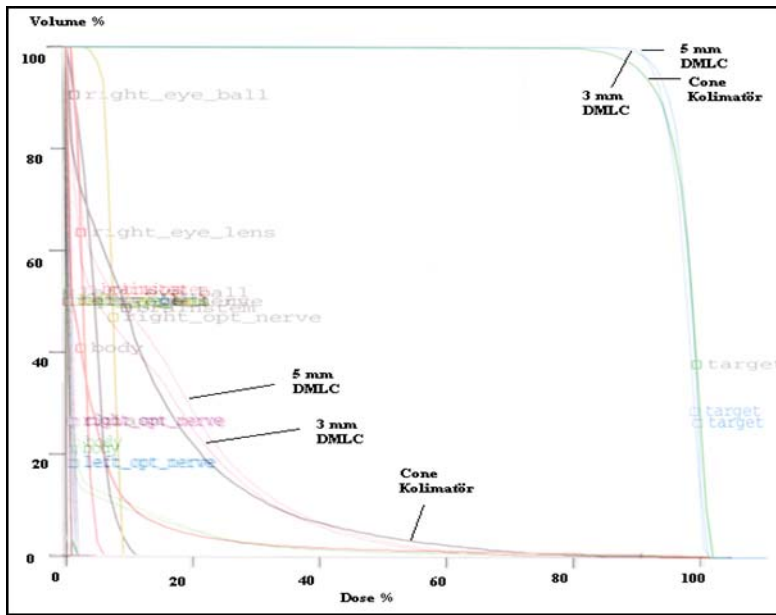
$$= 3,25 \text{ cc}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = \frac{3,64(\%90)}{9,59(\%90) + 3,8 - 3,64(\%90)}$$

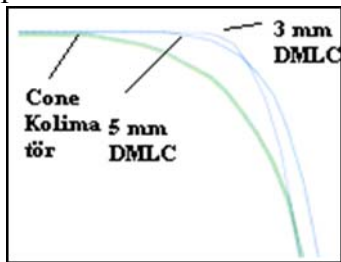
$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = 0,372$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = \frac{3,25(\%95)}{7,57(\%95) + 3,8 - 3,25(\%95)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = 0,399$$



Şekil 4.14: M.S.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.



Şekil 4.15: M.S.' ye ait DVH ten alınan omuz kısmı görüntüsü.

şekil (4.14)' de M.S.' nin 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalara ait DVH leri görülmektedir. şekil (4.15)' de ise şekil (4.14)' de yer alan DVH görüntüsünde DVH lere ait hedef hacmin aldığı minimum dozu gösteren omuz kısmı çok

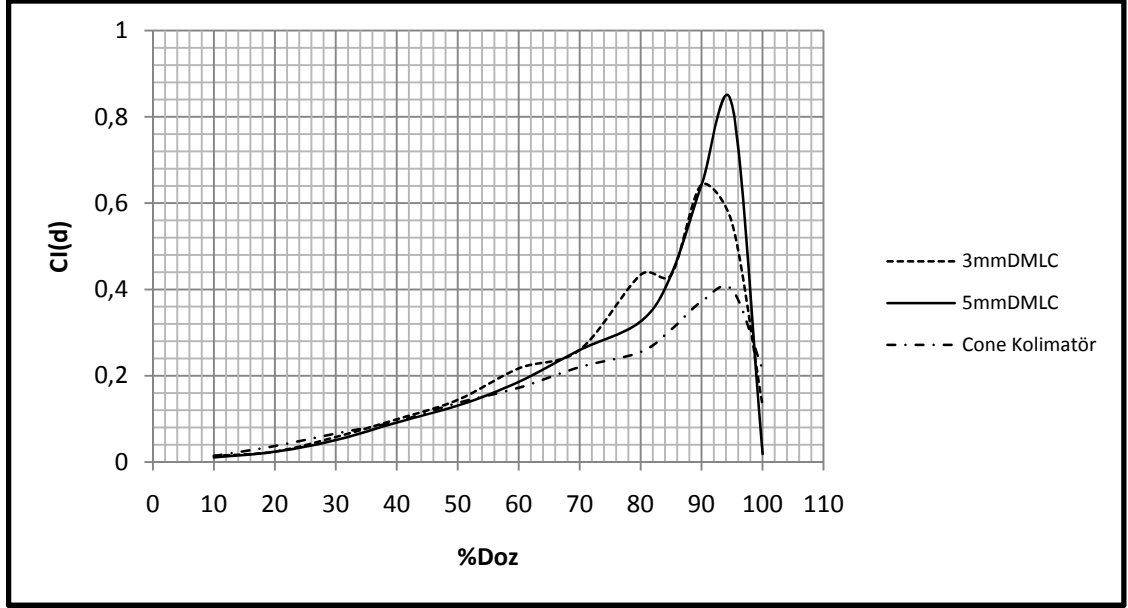
DVH görüntüsünde DVH lere ait hedef hacmin aldığı minimum dozu gösteren omuz kısmı çok belirgin olmadığından dolayı DVH' ten alınan omuz kısmının görüntüsü yer almaktadır. Şekil (4.14)' de beyin sapı dışındaki diğer organlar risk teşkil etmediği için onlar incelemeye dahil edilmemiştir.

3 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %82 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 90 lık izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %90 lık izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 0,91d Gy doz alır.

5 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %84 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 90 lık izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %90 lık izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verilirken beyin sapı maksimum 0,93d Gy doz alır.

Cone kolimatör ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %93 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı 1,09d Gy doz alır.

Bu sonuçlara göre 3 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamaya göre daha iyi korunduğundan ve hedefe daha homojen doz verildiğinden hasta 3 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedavi edilebilir.



Şekil 4.16: M.S.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.

Diğer taraftan şekil (4.16)' da görülen 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamaların CI sonuçları incelendiğinde 3 mm DMLC ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamalar arasında göz ardı edilemeyecek bir fark olduğu görülür. Şekil (4.16)' da görüldüğü gibi 3 mm DMLC ile yapılan planlamada hedef etrafındaki normal dokular 5 mm DMLC ile yapılan planlamaya kıyasla gereksiz yere daha fazla ışınlandığından CI değeri daha kötü çıkmaktadır. Cone kolimatör açısından değerlendirildiğinde ise şekil (4.16)' da görüldüğü gibi CI sonuçları diğer planlamalara göre çok daha kötü sonuçlar verir. Bu durumda hasta 3 mm DMLC ile yapılan planlama ile değil de 5 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedaviye alınmalıdır.

Hasta Adı:		N.E.											
Planlama Tekniği		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	Body(%)	19,6	10,4	5,8	3,5	2,3	1,7	1,3	1	0,9	0,7	0,5	0,2
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	99,8	99,2	95,6	81,3
5mm DMLC	Body(%)	21,4	11,3	6,2	3,6	2,4	1,7	1,3	1	0,8	0,6	0,4	0,1
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	99,9	99,7	95,9	75,2
Cone Kolimatör	Body(%)	26,12	10,32	5,47	3,55	2,65	2,09	1,73	1,45	1,28	1,09	0,81	0,26
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	99,9	97,71	97,33	95,27	81,83	30,71

Çizelge 4.22: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör yüzdesi

Hasta Adı:	N.E.				Body Hacmi:				2920 cc				
Planlama Tekniği:	SRS				Tümör Hacmi:				10,6 cc				
% İzodoz Çizgisi:	10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100	
3mm DMLC	TİH(d)	572,3 2	303,6 8	169,3 6	102,2	67,16	49,64	37,96	29,20	26,28	20,44	14,6	5,84
	TH(d)	10,6	10,6	10,6	10,6	10,6	10,6	10,6	10,58	10,50	10,12	8,62	3,86
5mm DMLC	TİH(d)	624,8 8	329,9 6	181,0 4	105,1 2	70,08	49,64	37,96	29,2	23,36	17,52	11,68	2,92
	TH(d)	10,6	10,6	10,6	10,6	10,6	10,6	10,6	10,59	10,57	10,15	7,96	3,15
Cone Kolimatör	TİH(d)	762,5 9	301,3 3	159,7 1	103,6 6	77,38	61,03	50,52	42,34	37,38	31,83	23,64	7,58
	TH(d)	10,6	10,6	10,6	10,6	10,6	10,6	10,59	10,36	10,32	10,10	8,66	3,20

Çizelge 4.23: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.

Hasta Adı:	N.E.												
Planlama Tekniği:	SRS												
% İzodoz Çizgisi:	10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100	
3mm DMLC	CI(d)	0,017	0,035	0,063	0,104	0,158	0,212	0,278	0,361	0,397	0,484	0,520	0,307
5mm DMLC	CI(d)	0,017	0,031	0,058	0,101	0,150	0,212	0,278	0,362	0,452	0,565	0,556	0,304
Cone Kolimatör	CI(d)	0,014	0,034	0,065	0,101	0,137	0,174	0,210	0,242	0,273	0,311	0,337	0,214

Çizelge 4.24: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).

3 mm DMLC:

$$TİH(d) = \text{Body Hacmi} \times \% \text{Body} / 100$$

$$TİH(\%90) = 29,2 \times 0,7$$

$$= 20,44 \text{ cc}$$

$$TİH(\%95) = 29,2 \times 0,5$$

$$= 14,6 \text{ cc}$$

$$TH(d) = \text{Tümör Hacmi} \times \% \text{Tümör} / 100$$

$$TH(\%90) = 10,6 \times 0,956$$

$$= 10,12 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 10,6 \times 0,813$$

$$= 8,62 \text{ cc}$$

$$CI_{\text{yeni}}(d) = \frac{TH(d)}{TİH(d) + TH - TH(d)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = \frac{10,12(\%90)}{20,44(\%90) + 10,6 - 10,12(\%90)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = 0,484$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = \frac{8,62(\%95)}{14,6(\%95) + 10,6 - 8,62(\%95)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = 0,520$$

5 mm DMLC:

$$\begin{aligned}T\dot{I}H(\%90) &= 29,2 \times 0,6 \\ &= 17,52 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}T\dot{I}H(\%95) &= 29,2 \times 0,4 \\ &= 11,68 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}TH(\%90) &= 10,6 \times 0,959 \\ &= 10,15 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}TH(\%95) &= 10,6 \times 0,752 \\ &= 7,96 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{10,15(\%90)}{17,52(\%90) + 10,6 - 10,15(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,565$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{7,96(\%95)}{11,68(\%95) + 10,6 - 7,96(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,556$$

Cone Kolimatör:

$$\begin{aligned}T\dot{I}H(\%90) &= 29,2 \times 1,09 \\ &= 31,83 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}T\dot{I}H(\%95) &= 29,2 \times 0,81 \\ &= 23,64 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}TH(\%90) &= 10,6 \times 0,9527 \\ &= 10,10 \text{ cc}\end{aligned}$$

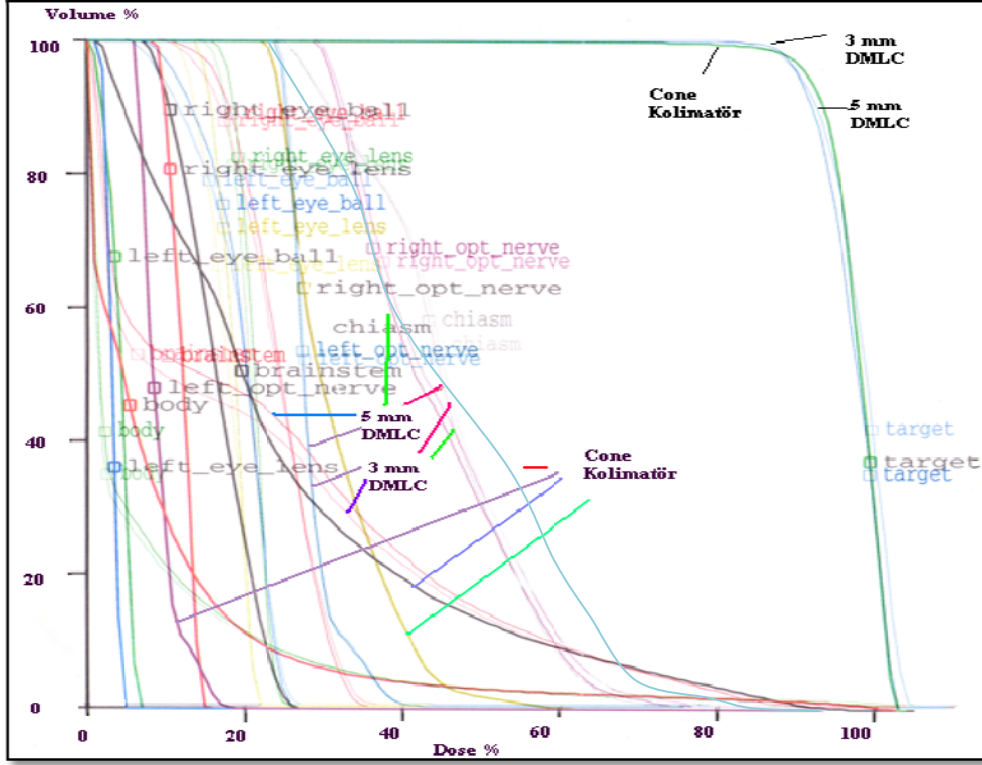
$$\begin{aligned}TH(\%95) &= 10,6 \times 0,8183 \\ &= 8,66 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{10,10(\%90)}{31,83(\%90) + 10,6 - 10,10(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,311$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{8,66(\%95)}{23,64(\%95) + 10,6 - 8,66(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,337$$



Şekil 4.17: N.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.

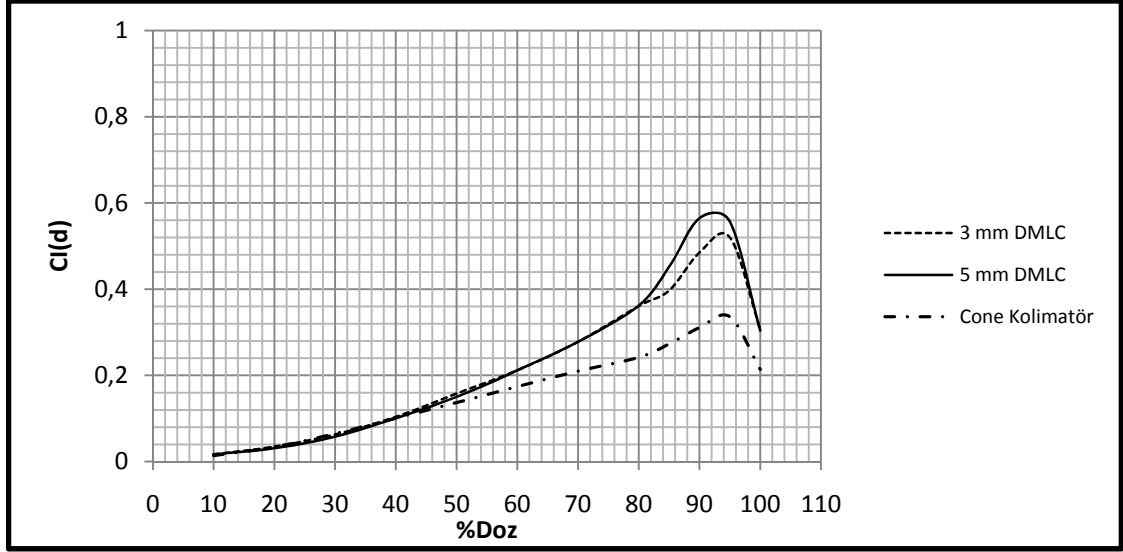
Şekil (4.17)' de N.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH ler görülmektedir. Bu şekil (4.17)' de planlamalar ait DVH ler birleştirildiğinde karışıklığı önlemek için riskli organ olan optik kiyasma(chiasm) kırmızı çizgi, sol optik sinir (left optic nerve) mor çizgi ve beyin sapı (brain stem) mavi çizgilerle işaret edilmiştir. Bu riskli organlar dışında ki diğer riskli organlar çok az doz aldıklarından göz ardı edilmiştir.

Şekil (4.17)' de de görüldüğü gibi 3 mm ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH sonuçları hemen hemen aynıdır. 3 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %92, sol optik sinir maksimum %43, sağ optik sinir maksimum %77 ve optik kiyasma maksimum %78 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 90 lık izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %90 lık izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 1,02d Gy, optik kiyasma maksimum 0,87d Gy, sağ optik sinir maksimum 0,86d Gy ve sol optik sinir maksimum 0,48d Gy doz alır.

5 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %91, sol optik sinir maksimum %42, sağ optik sinir maksimum %76 ve optik kiyazma maksimum %75 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 90 lık izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %90 lık izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 1,01d Gy, optik kiyazma maksimum 0,83d Gy, sağ optik sinir maksimum 0,84d Gy ve sol optik sinir maksimum 0,47d Gy doz alır.

Cone kolimatör ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %96, sol optik sinir maksimum %18, sağ optik sinir maksimum %61 ve optik kiyazma maksimum %93 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde beyin sapı maksimum 1,13d Gy, optik kiyazma maksimum 1,09d Gy, sağ optik sinir maksimum 0,72d Gy ve sol optik sinir maksimum 0,23d Gy doz alır.

Sonuç olarak 3 mm DMLC ile 5 mm DMLC ile yapılan planlamalar karşılaştırıldığında 5 mm DMLC ile yapılan planlama 3 mm DMLC ile yapılan planlamaya kıyasla azda olsa riskli organlar daha iyi korunmaktadır. Fakat cone kolimatör ile yapılan planlamada 5 mm DMLC ile yapılan planlamaya göre sağ ve sol optik sinirler toplam % 68 oranında daha iyi korunurken diğer riskli organlar % 43 oranında daha kötü korunmaktadır. Bu nedenden dolayı DVH sonuçları hastanın cone kolimatör ile yapılan planlama ile tedavi edilebileceğini ön görür.



Şekil 4.18: N.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen.% Doz CI(d) eğrisi.

Diğer taraftan şekil (4.18)' de yer alan 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamaların CI sonuçları incelendiğinde 3 mm DMLC ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamalar arasında göz ardı edilemeyecek bir fark olduğu görülür. Şekil (4.18)' de görüldüğü gibi 3 mm DMLC ile yapılan planlamada hedef etrafındaki normal dokular 5 mm DMLC ile yapılan planlamaya kıyasla gereksiz yere daha fazla ışımlandığından CI sonucu daha kötü çıkmıştır. Yani tanımlanan izodoz hacmi 5 mm DMLC ile yapılan planlamada hedef hacim ile 3 mm DMLC ile yapılan planlamaya kıyasla daha iyi uyum sağlamıştır. Cone kolimatör açısından değerlendirildiğinde ise şekil (4.18)' de görüldüğü gibi CI sonuçları diğer planlamalara göre çok daha kötü sonuçlar verir. 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamaların DVH sonuçları ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamanın CI açısından cone kolimatör ile yapılan planlamaya göre üstünlüğü göz önünde bulundurulduğunda tümöre yüksek ve homojen doz vermek ve riskli dokuların ve hedef etrafındaki normal dokuların daha az doz alması açısından 5 mm DMLC ile yapılan planlama daha avantajlı hale gelir. Bu durumda hasta 5 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedaviye alınmalıdır.

Hasta Adı:		D.E.											
Planlama Tekniği:		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	Body(%)	9,1	5,3	2,5	1,5	1	0,7	0,5	0,4	0,3	0,3	0,2	0,04
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99,5	88,4	24,5
5mm DMLC	Body(%)	9,3	5,3	2,3	1,4	1	0,7	0,5	0,4	0,3	0,2	0,1	0,01
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	98,3	93	68,9	5,8
Cone Kolimatör	Body(%)	12,10	4,33	2,31	1,48	1,17	0,82	0,65	0,54	0,45	0,37	0,28	0,049
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	99,9	99,4	87,27	29,21

Çizelge 4.25: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör yüzdesi

Hasta Adı:		D.E.				Body Hacmi:				2700 cc			
Planlama Tekniği:		SRS				Tümör Hacmi:				4,5 cc			
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	TİH(d)	245,7	143,1	67,5	40,5	27	18,9	13,5	10,8	8,1	8,1	5,4	1,12
	TH(d)	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,48	3,98	1,09
5mm DMLC	TİH(d)	251,1	143,1	62,1	37,8	27	18,9	13,5	10,8	8,1	5,4	2,7	0,28
	TH(d)	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,41	4,18	3,09	0,25
Cone Kolimatör	TİH(d)	326,7	116,8	62,37	39,96	31,59	22,14	17,55	14,58	12,15	9,99	7,56	1,31
	TH(d)	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,5	4,49	4,46	3,93	1,30

Çizelge 4.26: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.

Hasta Adı:		D.E.											
Planlama Tekniği:		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	CI(d)	0,017	0,031	0,067	0,110	0,167	0,237	0,333	0,417	0,555	0,552	0,671	0,241
	CI(d)	0,018	0,030	0,071	0,118	0,167	0,237	0,333	0,417	0,538	0,731	0,752	0,055
5mm DMLC	CI(d)	0,014	0,037	0,071	0,112	0,141	0,202	0,255	0,308	0,369	0,445	0,482	0,289
	CI(d)	0,014	0,037	0,071	0,112	0,141	0,202	0,255	0,308	0,369	0,445	0,482	0,289

Çizelge 4.27: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).

3 mm DMLC:

$$TİH(d) = \text{Body Hacmi} \times \% \text{Body} / 100$$

$$TİH(\%90) = 27 \times 0,3$$

$$= 8,1 \text{ cc}$$

$$TİH(\%95) = 27 \times 0,2$$

$$= 5,4 \text{ cc}$$

$$TH(d) = \text{Tümör Hacmi} \times \% \text{Tümör} / 100$$

$$TH(\%90) = 4,5 \times 0,995$$

$$= 4,48 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 4,5 \times 0,884$$

$$= 3,98 \text{ cc}$$

$$CI_{yeni}(d) = \frac{TH(d)}{T\dot{I}H(d)+TH-TH(d)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{4,48(\%90)}{8,1(\%90) + 4,5 - 4,48(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,552$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{3,98(\%95)}{5,4(\%95) + 4,5 - 3,98(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,671$$

5 mm DMLC:

$$T\dot{I}H(\%90) = 27 \times 0,2$$

$$= 5,4 \text{ cc}$$

$$T\dot{I}H(\%95) = 27 \times 0,1$$

$$= 2,7 \text{ cc}$$

$$TH(\%90) = 4,5 \times 0,93$$

$$= 4,18 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 4,5 \times 0,689$$

$$= 3,09 \text{ cc}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{4,18(\%90)}{5,4(\%90) + 4,5 - 4,18(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,731$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{3,09(\%95)}{2,7(\%95) + 4,5 - 3,09(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,752$$

Cone Kolimatör:

$$T\dot{I}H(\%90) = 27 \times 0,37$$

$$= 9,99 \text{ cc}$$

$$T\dot{I}H(\%95) = 27 \times 0,28$$

sapı (brain stem) mavi çizgiler ile işaret edilmiştir. Bu riskli organlar dışında ki diğer riskli organlar çok az doz aldıklarından göz ardı edilmiştir.

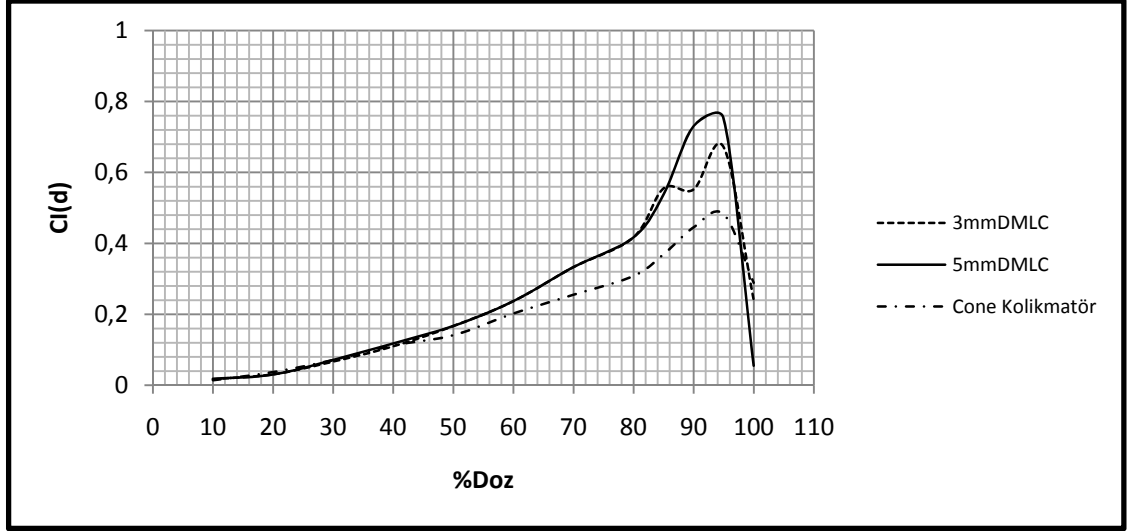
3 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %90, sol optik sinir maksimum %55 ve optik kiyazma maksimum %64 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 90 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %90 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde optik kiyazma maksimum 0,71d Gy, sol optik sinir maksimum 0,61d Gy ve beyin sapı maksimum d Gy doz alır.

5 mm DMLC ile yapılan planlamada da beyin sapı maksimum %87, sol optik sinir maksimum %50 ve optik kiyazma maksimum %55 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 85 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %85 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde optik kiyazma maksimum 0,65d Gy, sol optik sinir maksimum 0,60d Gy ve beyin sapı maksimum 1,02d Gy doz alır.

Görüldüğü gibi DVH sonuçları açısından 3 mm ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamada önemsenmeye değer bir fark yoktur.

Cone kolimatör ile yapılan planlamada beyin sapı maksimum %95, sol optik sinir maksimum %72 ve optik kiyazma maksimum %90 oranında doz almaktadır. Ayrıca minimum % 95 lik izodoz eğrisi hedef hacmi sarmaktadır. Bu durumda %95 lik izodoz eğrisinin sardığı hedef hacme d Gy doz verildiğinde optik kiyazma maksimum 0,95d Gy, sol optik sinir maksimum 0,76d Gy ve beyin sapı maksimum d Gy doz alır.

Sonuç olarak DVH sonuçlarına göre hasta 3 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedavi edilebilir.



Şekil 4.20.: D.E.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % doz CI(d) eğrisi.

Fakat şekil (4.20)' de görülen 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamaların CI sonuçları incelendiğinde 3 mm DMLC ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamalar arasında 5 mm DMLC ile yapılan planlamanın daha iyi olduğu görülür. Şekil (4.20)' de görüldüğü gibi 3 mm DMLC ile yapılan planlamada hedef etrafındaki normal dokular 5 mm DMLC ile yapılan planlamaya kıyasla gereksiz yere daha fazla ışınladığından CI değeri daha kötü çıkmaktadır. Yani tanımlanan izodoz hacmi 5 mm DMLC ile yapılan planlamada hedef hacim ile 3 mm DMLC ile yapılan planlamaya kıyasla daha iyi uyum sağlamıştır.

Sonuç olarak DVH sonuçları ve CI(d) sonuçları beraber değerlendirilerek optimizasyon yapıldığında hasta 5 mm DMLC ile yapılan planlama ile tedaviye alınmalıdır.

Hasta Adı:		Y.D.											
Planlama Tekniği		SRS											
% İzodoz Çizgisi:		10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100
3mm DMLC	Body(%)	5,9	2,3	1,1	0,7	0,5	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,004
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	96,9	82,2	5,2
5mm DMLC	Body(%)	6,6	2,5	1,2	0,7	0,5	0,4	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,001
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	95,3	66,4	1,4
Cone Kolimatör	Body(%)	3,8	1,5	0,8	0,6	0,4	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,018
	Tümör(%)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99	87,6	23,9

Çizelge 4.28: Tanımlanan d dozunu alan body ve tümör yüzdesi

Hasta Adı:	Y.D.				Body Hacmi:				3120 cc				
Planlama Tekniği:	SRS				Tümör Hacmi:				2,4 cc				
% İzodoz Çizgisi:	10	20	30	40	50	60	70	80	3	90	95	100	
3mm DMLC	TİH(d)	182,9	71,3	34,1	21,7	15,5	9,3	6,2	3,2	3,1	3,1	3,1	0,12
	TH(d)	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,33	1,96	0,12
5mm DMLC	TİH(d)	204,6	77,5	37,2	21,7	15,5	12,4	6,2	3,2	3,1	3,1	3,1	0,034
	TH(d)	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,29	1,58	0,034
Cone Kolimatör	TİH(d)	117,8	46,5	24,8	18,6	12,4	9,3	6,2	3,2	3,1	3,1	3,1	0,56
	TH(d)	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,38	2,09	0,56

Çizelge 4.29: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi.

Hasta Adı:	Y.D.												
Planlama Tekniği	SRS												
% İzodoz Çizgisi:	10	20	30	40	50	60	70	80	85	90	95	100	
3mm DMLC	CI(d)	0,012	0,034	0,069	0,112	0,155	0,257	0,386	0,750	0,773	0,734	0,554	0,05
	CI(d)	0,012	0,031	0,063	0,112	0,155	0,193	0,386	0,750	0,773	0,712	0,402	0,014
5mm DMLC	CI(d)	0,021	0,051	0,097	0,128	0,193	0,257	0,386	0,750	0,773	0,763	0,613	0,232
	CI(d)	0,021	0,051	0,097	0,128	0,193	0,257	0,386	0,750	0,773	0,763	0,613	0,232

Çizelge 4.30: Tanımlanan d dozunu alan tümör ve tanımlanan izodoz hacmi için CI(d).

3 mm DMLC:

$$TİH(d) = \text{Body Hacmi} \times \% \text{Body} / 100$$

$$TİH(\%90) = 31 \times 0,1$$

$$= 3,1 \text{ cc}$$

$$TİH(\%95) = 31 \times 0,1$$

$$= 3,1 \text{ cc}$$

$$TH(d) = \text{Tümör Hacmi} \times \% \text{Tümör} / 100$$

$$TH(\%90) = 2,4 \times 0,953$$

$$= 2,29 \text{ cc}$$

$$TH(\%95) = 2,4 \times 0,664$$

$$= 1,58 \text{ cc}$$

$$CI_{\text{yeni}}(d) = \frac{TH(d)}{TİH(d) + TH - TH(d)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = \frac{2,29(\%90)}{3,1(\%90) + 2,4 - 2,29(\%90)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%90) = 0,712$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = \frac{1,58(\%95)}{3,1(\%95) + 2,4 - 1,58(\%95)}$$

$$CI_{\text{yeni}}(\%95) = 0,402$$

5 mm DMLC:

$$\begin{aligned}T\dot{I}H(\%90) &= 31 \times 0,1 \\ &= 3,1 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}T\dot{I}H(\%95) &= 31 \times 0,1 \\ &= 3,1 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}TH(\%90) &= 2,4 \times 0,969 \\ &= 2,33 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}TH(\%95) &= 2,4 \times 0,822 \\ &= 1,96 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{2,33(\%90)}{3,1(\%90) + 2,4 - 2,33(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,734$$

$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{1,96(\%95)}{3,1(\%95) + 2,4 - 1,96(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,554$$

Cone Kolimatör:

$$\begin{aligned}T\dot{I}H(\%90) &= 31 \times 0,1 \\ &= 3,1 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}T\dot{I}H(\%95) &= 31 \times 0,1 \\ &= 3,1 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}TH(\%90) &= 2,4 \times 0,99 \\ &= 2,38 \text{ cc}\end{aligned}$$

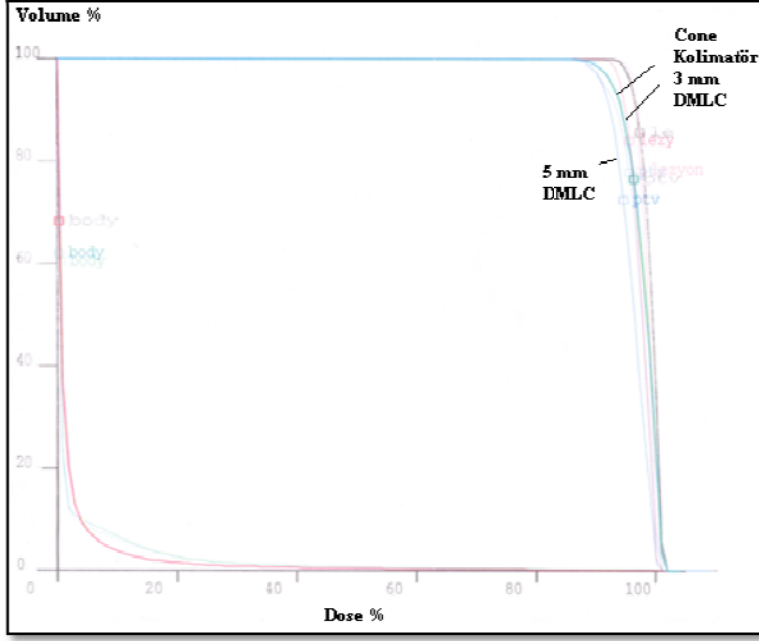
$$\begin{aligned}TH(\%95) &= 2,4 \times 0,876 \\ &= 2,09 \text{ cc}\end{aligned}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = \frac{2,38(\%90)}{3,1(\%90) + 2,4 - 2,38(\%90)}$$

$$CI_{yeni}(\%90) = 0,763$$

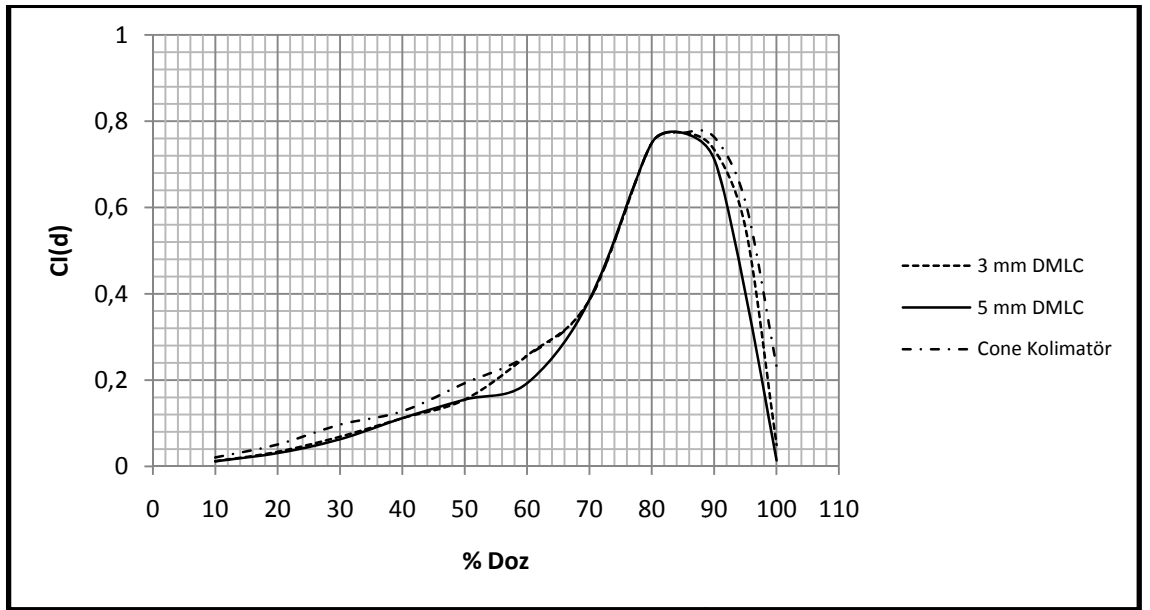
$$CI_{yeni}(\%95) = \frac{2,09(\%95)}{3,1(\%95) + 2,4 - 2,09(\%95)}$$

$$CI_{yeni}(\%95) = 0,613$$



Şekil 4.21: Y.D.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen DVH görüntüsü.

Y.D. 'ye ait şekil (4.21)' de görülen DVH sonuçları incelendiğinde cone kolimatör ile yapılan planlamada 5 mm ve 3mm DMLC ile yapılan planlamalara kıyasla tümöre daha yüksek ve homojen doz verilebilmektedir. Bu durumda DVH sonuçlarına göre hasta cone kolimatör ile yapılan planlama ile tedavi edilmelidir.

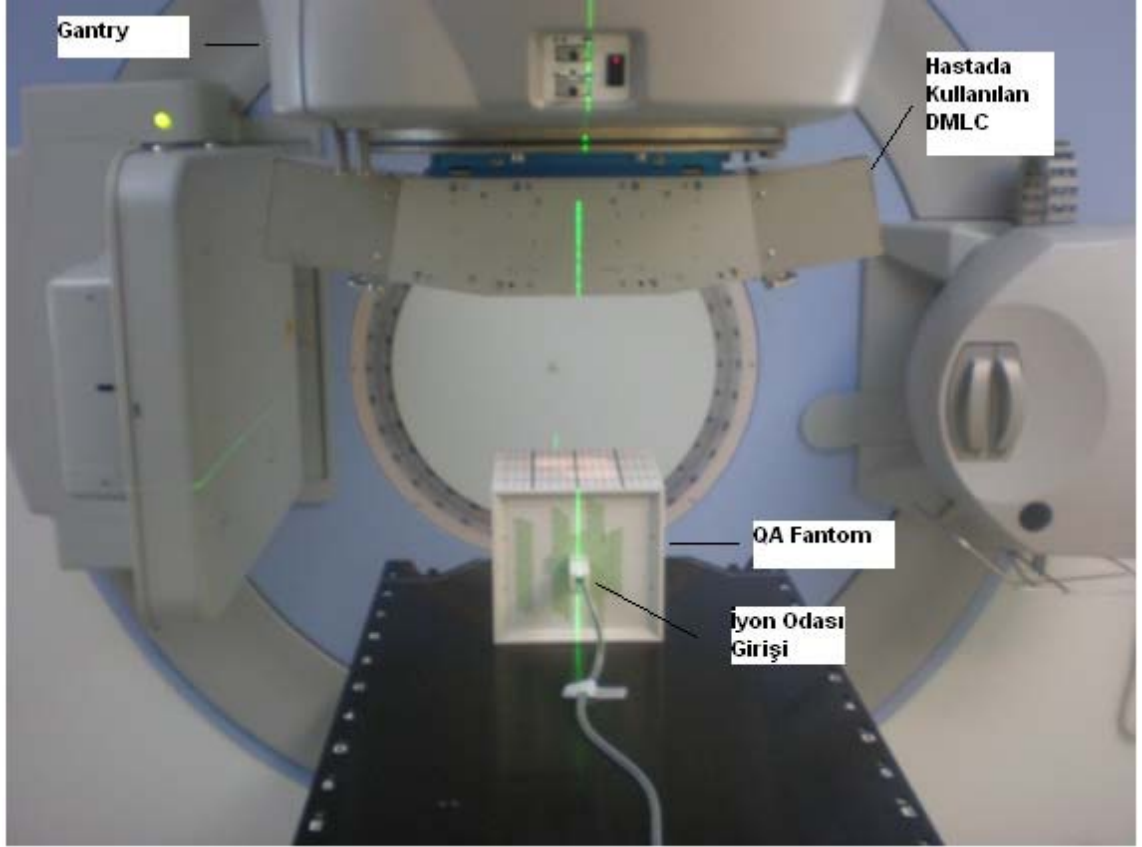


Şekil 4.22: Y.D.' ye ait 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamalar sonucu elde edilen % Doz CI(d) eğrisi.

Şekil (4.22)' de görülen 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatör ile yapılan planlamaların CI sonuçları incelendiğinde her iki planlamaya göre cone kolimatör ile yapılan planlamanın daha iyi sonuç vereceği açıktır. Ayrıca 3 mm DMLC ile yapılan planlama ile 5 mm DMLC ile yapılan planlama karşılaştırıldığında 3 mm DMLC ile yapılan planlamanın daha iyi sonuç vereceği şekil (4.22)' de görülmektedir. DVH ve CI(d) sonuçları cone kolimatör ile yapılan planlamanın diğer iki planlamaya göre daha iyi olacağını ön görür. Bu durumda cone kolimatör ile yapılan planlamada hedefe daha yüksek ve homojen doz verilebildiğinden ve hedef etrafındaki normal dokular daha iyi korunabildiğinden hasta cone kolimatör ile yapılan planlama ile tedavi edilmelidir.

Y.D. Hastasına ait QA çalışması:

Şekil (4.23)' de görülen hasta QA setupı yapıldı ve QA modülüne aktarılan Y.D.' ye ait planlama ile aynı koşullarda QA fantomu ışınlanarak iyon odası ile elektrometrede ölçülen 180 cGy doz planlamada belirlenen iyon odası merkezine verilen 177 cGy doza karşılık geliyordu. Bulunan sonuç $\pm\%5$ sınırlar içinde olduğu için hastanın bu planlama ile tedaviye alınması uygun görüldü.



Şekil 4.23: QA setup görüntüsü.

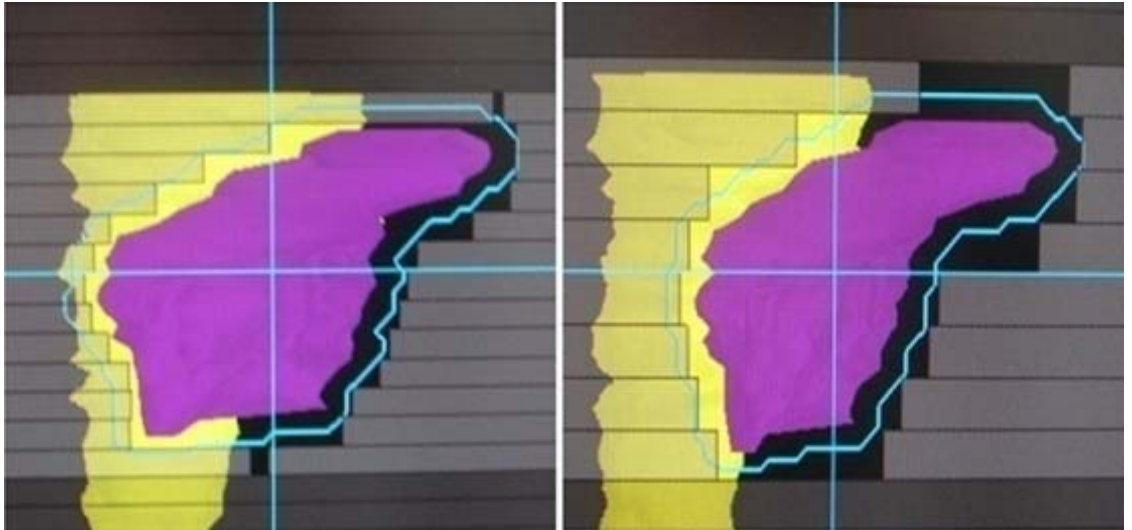
5.TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Bu çalışmada 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve farklı çaplara sahip (5-40 mm) cone kolimatörler ile 10 farklı hastaya ait intracranial tümörler için SRS(Stereotactic Radiosurgery) tekniği kullanılarak yapılan planlamaların birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları incelenmiştir. Bu planlamalar arasındaki farklar dozimetrik olarak DVH ve CI sonuçları kullanılarak ortaya konulmuştur. 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatörler ile yapılan planlama sonuçlarının birbirlerine göre üstünlüklerinin belirlenmesinde DVH sonuçlarının yanı sıra CI sonuçlarının kullanılması çok yerinde bir karar olmuştur. Çünkü CI sonuçları hedef hacim şekline göre kolimatör yaprak şekline ve genişliğine bağlı olarak değişmektedir. Ayrıca CI sonuçları ışınlanan hacmin hedef hacme uygunluğunu da belirttiği için CI' in değerlendirmeye alınması çok önemlidir.

Bu çalışma sonuçları, planlama sonuçlarını değerlendirmede yalnızca DVH' den faydalanmanın çoğu zaman yetersiz kaldığını göstermektedir. Hekim ve dozimetrist

hangi planlama ile hastanın tedaviye alınması gerektiği hususunda DVH sonuçlarının yanı sıra kesinlikle CI sonuçlarını da kullanarak optimizasyon yöntemi ile hastanın tedaviye hangi planlama ile alınacağına karar vermelidir. Aksi durumda hedefin daha az doz almasına, hedef etrafındaki riskli organların gereksiz yere TD5/5 (5 yılda % 5 oranında geç radyasyon hasarına neden olan tolerans dozu) dozlarına yaklaşmasına bağlı olarak komplikasyonların artmasına ve hedef etrafındaki normal dokuların gereksiz yere fazla ışınlanmasına bağlı olarak onarılamayacak letal hasarların oluşmasına neden olunur. Bu letal hasarlar tümörün yerleşimine göre değişiklikler gösterir. SRS tedavi tekniğinde tek seferde yüksek dozlar ile hedef ışınlandığı için hedef etrafındaki normal dokuların aldığı dozlar önemlidir. Ayrıca bu nedenden dolayı da DVH sonuçlarının yanı sıra CI sonuçları kesinlikle göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu çalışma hedefin şekline ve kafa içindeki yerleşimine bağlı olarak gerek hedef gerek riskli organ gerekse hedef etrafındaki normal dokular açısından 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatörler ile yapılan planlama sonuçlarının değiştiğini göstermektedir. Yani 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatörler ile yapılan planlamalar arasında hangi kolimatör ile hasta tedavi edilirse daha iyi sonuç elde edileceği konusunda kesin bir şey söylenemez. Aşağıdaki şekil (5.1) ve (5.2)' de bu durum daha iyi görülmektedir.



Şekil 5.1: 3 mm DMLC(soldaki) ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamada tümör(mor) beyin sapı(sarı) ve DMLC yerleşimi.

Şekil (5.1)' de görüldüğü gibi tümörün kafa içindeki yerleşiminden dolayı tümör beyin sapı yakınındadır. Soldaki 3 mm DMLC ile yapılan planlamada beyin sapı daha iyi korunmaktadır. Sağdaki 5 mm DMLC ile yapılan planlamada ise tümörün şeklinden dolayı 5 mm kolimatör yaprak genişliğindeki DMLC tümöre şekilde görüldüğünden daha fazla yaklaşamadığından beyin sapı 3 mm DMLC ile yapılan planlamaya kıyasla daha fazla ışınlanmaktadır. Ayrıca aynı nedenden dolayı şekilde görüldüğü gibi tümör etrafındaki normal doku 5 mm DMLC ile yapılan planlamada daha fazla ışınlanmakta bu da CI(d) değerini düşürmektedir. Çünkü CI(d) değeri tümör etrafında gereksiz yere ışınlanan normal doku hacminin artması ile azalır. Diğer taraftan cone kolimatör ile yapılan planlamada ise cone kolimatörün şeklinin küresel oluşundan dolayı gereksiz yere ışınlanan riskli organ ve tümör etrafındaki normal dokular şekilde görülen planlamalara kıyasla çok daha fazla doz alacağından CI sonucu çok daha kötü sonuçlar verecektir. Fakat küresel tümörlerde Y.D. hastasında görüldüğü gibi gerek tümöre etkin doz verilmesi açısından gerek riskli organın azami şekilde korunması açısından gerekse tümör etrafındaki normal dokuların daha az doz alması sağlanarak CI değerinin yüksek olması açısından cone kolimatör ile yapılan planlamada en az 3 mm DMLC ve 5 mm DMLC ile yapılan planlama kadar iyi sonuçlar elde edilebilmektedir.



Şekil 5.2: 3 mm DMLC(soldaki) ve 5 mm DMLC ile yapılan planlamada tümör(sarı) kıyasma(mor) ve DMLC yerleşimi.

şekil (5.2)' de görüldüğü gibi tümörün kafa içindeki yerleşiminden dolayı tümör optik kıyasma yakınındadır. Şekil (5.2)' de görüldüğü gibi her iki planlamada da tümör üzerinde aynı etkinin yaratılması koşulu ile 3 mm DMLC ile yapılan planlamada riskli

organ olan optik kiyazma hacmi ve tümör etrafındaki normal doku hacmi tümör şekli ve kolimatör yaprağı genişliği nedeniyle 5 mm DMLC ile yapılan planlamaya kıyasla daha fazla ışınlanmaktadır. Dolayısıyla 5 mm DMLC ile yapılan planlama sonuçları CI açısından daha iyi sonuç vermektedir. Cone kolimatör ile bu hasta planlandığında ise şekil (5.1)' de yer alan planlamada ki kadar kötü olmasa da aynı nedenden dolayı CI' in düşük olacağı ve daha kötü sonuçlar vereceği açıktır.

Genel olarak sonuçlar;

1. 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatörler ile yapılan planlamalarının karşılaştırılmasında kullanılan dozimetrik fonksiyonlardan DVH' in yanı sıra CI sonuçlarının değerlendirilmesi çok yerinde bir karar olmuştur. Çünkü CI sonuçları hedef hacim şekline göre kolimatör yaprak şekline ve genişliğine bağlı olarak değişmektedir. Ayrıca CI sonuçları ışınlanan hacmin hedef hacme uygunluğunu da belirttiği için CI' in değerlendirmeye alınması çok önemlidir.
2. Bu çalışma sonuçları, planlama sonuçlarını değerlendirmede yalnızca DVH' den faydalanmanın çoğu zaman yetersiz kaldığını göstermektedir. Hekim ve dozimetrist hangi planlama ile hastanın tedaviye alınması gerektiği hususunda DVH sonuçlarının yanı sıra kesinlikle CI sonuçlarını da kullanarak optimizasyon yöntemi ile hastanın tedaviye hangi planlama ile alınacağına karar vermelidir. Aksi durumda hedefin daha az doz almasına, hedef etrafındaki riskli organların gereksiz yere TD5/5 (5 yılda % 5 oranında geç radyasyon hasarına neden olan tolerans dozu) dozlarına yaklaşmasına bağlı olarak komplikasyonların artmasına ve hedef etrafındaki normal dokuların gereksiz yere fazla ışınlanmasına bağlı olarak onarılamayacak letal hasarların oluşmasına neden olunur. SRS tedavi tekniğinde tek seferde yüksek dozlar ile hedef ışınlandığı için hedef etrafındaki normal dokuların aldığı dozlar önemlidir. Ayrıca bu nedenden dolayı da DVH sonuçlarının yanı sıra CI sonuçları kesinlikle göz önünde bulundurulmalıdır.
3. Bazı durumlarda DVH sonuçlarına göre planlamalar kıyaslandığında planlamaların yaklaşık olarak aynı sonuçlar vermesinden dolayı yapılan planlamalar arasında en iyisinin hangisi olduğu konusunda karar vermekte zorlanılmıştır. Hatta DVH sonuçlarına göre bazı planlamalar arasında fark

görülememiştir. Fakat bu planlar CI sonuçları açısından değerlendirildiğinde her ne kadar DVH sonuçlarına göre planlamalar arasında fark yok gibi görünse de gerçekte var olan fark belirlenerek hedefe daha homojen ve yüksek doz verilen ayrıca riskli organ ve normal dokunun en iyi şekilde korunduğu planlama ile hasta tedavi edilmiştir.

4. Bu çalışma sayesinde kliniklerin kullanmış olduğu Paddick tarafından bulunan ve 2000 yılında J. Neurosurgery’ de yayınlanan “A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans” başlıklı yayında açıklanan ERGO++ gibi gelişmiş TPS lerinde kullanılan algoritmalarda yerini alan CI(d) formülünün aslında tam anlamıyla radyocerrahi doz dağılım hacminin hedef hacim şekli ve boyutlarına uygunluğunu vermediği anlaşılabilirken tamamıyla yeni bir ifade olan tam anlamıyla %’de olarak uygunluğu veren CI(d) formülü bulunmuş ve bu çalışmada kullanılmıştır.
5. Bu çalışma hedefin şekline ve kafa içindeki yerleşimine bağlı olarak gerek hedef gerek riskli organ gerekse hedef etrafındaki normal dokular açısından 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatörler ile yapılan planlama sonuçlarının değiştiğini göstermektedir. Yani 3 mm DMLC, 5 mm DMLC ve cone kolimatörler ile yapılan planlamalar arasında hangi kolimatör ile hasta tedavi edilirse daha iyi sonuç elde edileceği konusunda kesin bir şey söylenemez. Bu durum şekil 5.1 ve 5.2’ de daha iyi görülmektedir.

KAYNAKLAR

- Beyzadeoğlu, M., Ebruli C., Temel Radyasyon Onkolojisi, Ankara.
- Bor, D., 2005, Görüntüleme Teknikleri 2 Ders Notları, Ankara.
- Bor, D., 2009, Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri, Ankara
- Dirican, B., 2005, Radyoterapi Fiziđi Ders Notları, Ankara.
- Dirican, B., 2005, İleri Radyasyon Terapisi Ders Notları, Ankara.
- Jian-Yue Jin, Fang Fang Yin, Samuel Ryu, Munther Ajlouni and Jae Ho Kim
“Dosimetric study using different leaf-width MLCs for Treatment planning of dynamnic conformal arcs and intensity modulated radiosurgery” American Association of Physicists in Medicine, 2005
- Khan, F.M. 1994, The Physics of Radiation Therapy, Lippincott Williams & Wilkins.
- Niemierko A.and Goiten M. “ Random Sampling for Evaluating Treatment Plans” ;Medical Physics 17(5): 753-762, 1990.
- Paddick I. “A Simple Scoring Ratio to index the Conformity of radisurgical Treatment Plans” J. Neorosurgery 93(3): 219-222, 2000.

EKLER

EK A

Kartezyen Grid Üzerindeki Düzenli Noktalar ile Örnekleme için Hacim Hesabındaki Hata Formülasyonu:

İlgilenilen bölgenin hacmi için aşağıdaki ifadeler, kartezyen grid üzerindeki düzenli noktalardan oluşan kübik şekiller için kullanılır.

$$V = N_x N_y N_z \quad (A1)$$

$$V^{max} = (N_x + 1)(N_y + 1)(N_z + 1) \quad (A2)$$

Burada N_x , N_y ve N_z kartezyen koordinatlarının (x,y,z) her birinde nokta sayısıdır ve V_{max} ' da aynı nokta dağılımından hesaplanan hacmin maksimum değeridir. Hacim hesabındaki maksimum görelî hata aşağıdaki ifadede olduğu gibi hesaplanır.

$$\begin{aligned} \frac{\Delta V}{V} |_{max} &= \frac{V_{max} - V}{V} \\ &= \frac{V_{max}}{V} - 1 \\ &= \frac{(N_x+1)(N_y+1)(N_z+1)}{N_x N_y N_z} - 1 \\ &= \frac{(N_x+1)}{N_x} \frac{(N_y+1)}{N_y} \frac{(N_z+1)}{N_z} - 1 \\ &= \left(\frac{N_x}{N_x} + \frac{1}{N_x}\right) \left(\frac{N_y}{N_y} + \frac{1}{N_y}\right) \left(\frac{N_z}{N_z} + \frac{1}{N_z}\right) - 1 \\ &= \left(1 + \frac{1}{N_x}\right) \left(1 + \frac{1}{N_y}\right) \left(1 + \frac{1}{N_z}\right) - 1 \end{aligned} \quad (A3)$$

Eşitlik (A3) mümkün olan maksimum hatayı verir. Standart sapma hatası ise aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$\frac{\Delta V}{V} |_{SD} = \frac{\sum_{i=1}^3 \left| \frac{d(V)}{d(N_i)} \right| \Delta N_i}{V} = \frac{N_y N_z + N_x N_z + N_x N_y}{2 N_x N_y N_z} \quad (A4)$$

Burada, (0-1) aralığı içinde rasgele dağıtılmış sayılar anlamına gelen ΔN_i 0,5' e eşit alınmıştır. 3D küp ($N_x=N_y=N_z$) için ifade edilen (A3) ve (A4) eşitlikleri aşağıdaki gibi basitleştirilebilirler. ($N=N_x N_y N_z$)

$$\frac{\Delta V}{V} |_{max} = \left(1 + \frac{1}{N^{1/3}}\right) \left(1 + \frac{1}{N^{1/3}}\right) \left(1 + \frac{1}{N^{1/3}}\right) - 1$$

$$= \left(1 + \frac{1}{N^{1/3}}\right)^3 - 1 \quad (A5)$$

$$\begin{aligned} \frac{\Delta V}{V} |_{SD} &= \frac{N^{1/3}N^{1/3} + N^{1/3}N^{1/3} + N^{1/3}N^{1/3}}{2N^{1/3}N^{1/3}N^{1/3}} \\ &= \frac{3N^{2/3}}{2N} \\ &= \frac{1,5}{N^{1/3}} \end{aligned} \quad (A6)$$

Burada N, ilgili bölgenin hacmi içindeki toplam nokta sayısıdır. Standart sapma hatasının boyutlara bağlı bir problem olduğu kolaylıkla gösterilebilir. 1D ve 2D durumlar (sırasıyla uzunluk(L=N_x) ve alan (A=N_xN_y)) için yukarıdaki işlemler tekrar yapılırsa aşağıdaki ifade elde edilebilir.

$$\frac{\Delta L}{L} |_{SD}^{1D} = \frac{1}{2N}, \quad \frac{\Delta A}{A} |_{SD}^{2D} = \frac{1}{N^{1/2}}$$

V maksimum hacim, t grid boyutu ve N nokta sayısı arasında aşağıdaki gibi bir bağıntı vardır.

$$N = \frac{V}{t^3}$$

Bu eşitlik ile (A5) ve (A6) eşitlikleri yeniden düzenlenirse aşağıdaki ifadeler elde edilir.

$$\frac{\Delta V}{V} |_{max} = \left(1 + \frac{t}{V^{1/3}}\right)^3 - 1 \quad (A7)$$

$$\frac{\Delta V}{V} |_{SD} = \frac{1,5t}{V^{1/3}} \quad (A8)$$

EK B

Rasgele Örnekleme için Hacim Hesabındaki Hata Formülasyonu:

Yaklaşık olarak bilinen V_0 hacmi üzerinde f fonksiyonunun integrali aşağıdaki eşitlikte olduğu gibi temel Monte Carlo integrasyon yöntemi ile ifade edilebilir.

$$\int_{V_0} f dv \approx V_0 \langle f \rangle \mp V_0 \sqrt{\frac{\langle f^2 \rangle - \langle f \rangle^2}{N_0}} \quad (\text{B1})$$

Burada;

$$\langle f \rangle \equiv \frac{1}{N_0} \sum_i^{N_0} f(x_i),$$

$$\langle f^2 \rangle \equiv \frac{1}{N_0} \sum_i^{N_0} f^2(x_i),$$

Ve N_0 , bilinen V_0 hacmi içine rasgele olarak atılan noktaların sayısıdır. Eğer V bilinmeyen hacmi içinde f , 1'e ve hacim dışında 0'a eşit ise eşitlik (B1) hacim hesaplamak için kullanılabilir. Bu durumda $\langle f \rangle$ ve $\langle f^2 \rangle$ değerleri aşağıda hesaplandığı gibi N/N_0 değerine eşit olacaklardır.

$$\langle f \rangle \equiv \frac{1}{N_0} \sum_i^{N_0} 1 = \frac{N}{N_0},$$

$$\langle f^2 \rangle \equiv \frac{1}{N_0} \sum_i^{N_0} 1^2 = \frac{N}{N_0},$$

Burada N/N_0 , V_0 hacmi içine düşen rasgele atılan noktaların bir kesridir. Böylece eşitlik (B1) aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$V = V_0 \frac{N}{N_0} \mp \Delta V$$

$$V = V_0 \frac{N}{N_0} \mp V_0 \sqrt{\frac{\langle \frac{N}{N_0} \rangle - \langle \frac{N}{N_0} \rangle^2}{N_0}} \quad (\text{B2})$$

Hacim hesabındaki göreceli hata (eğer hata normal olarak dağılmış ise hata bir standart sapmadır) aşağıdaki eşitlik ile verilir.

$$\begin{aligned} \frac{\Delta V}{V} &= \frac{V_0}{V} \sqrt{\frac{\langle \frac{N}{N_0} \rangle - \langle \frac{N}{N_0} \rangle^2}{N_0}} \\ &= \frac{1}{\sqrt{N_0}} \sqrt{\frac{N_0}{N} - 1} = \frac{1}{\sqrt{N_0}} \sqrt{\frac{V_0}{V} - 1} \end{aligned} \quad (\text{B3})$$

Küresel VOI için bir V hacmi çevresinde, küp şeklindeki mümkün olan en küçük V_0 referans hacim kullanılıyorsa;

$$\frac{V_0}{V} = \frac{1}{\frac{4}{3}\pi\left(\frac{1}{2}\right)^3} \approx 2$$

V_0/V yukarıda olduğu gibi yaklaşık olarak 2 ye eşit alınabilir. Ayrıca bu değer eşitlik (B3) ifadesinde kullanılırsa, ilgili hacim içinde rasgele dağılan noktalardan hesaplanan hacim hesabındaki standart sapma değeri daha sade bir şekilde aşağıda olduğu gibi ifade edilebilir.

$$\frac{\Delta V}{V} \approx \frac{1}{\sqrt{N_0}} \quad (\text{B4})$$

Bu ifadede dikkat edilmesi gereken durum hesaptaki hatanın boyuta bağlı bir problem olmadığıdır. Yani bir boyutlu ya da iki boyutlu durumda hata hesabı eşitlik (B4)' te ifade edildiği gibidir.

EK C

DVH' den Elde Edilen TCP ve NTCP Hesabı için Hata Formülasyonu:

Tümör kontrol olasılığı, TCP(Tumor Control Probability) tümör hacmi üzerinde bir ürün gibi aşağıda olduğu gibi ifade edilebilir.

$$TCP = \prod_{i=1}^M [TCP(D_i)]^{V_i} \quad (C1a)$$

Burada M, V_i 'ye eşit kısmi hacmin alt hacimlerinin sayısı (DVH deki bölmeler) ve D_i de ortalama dozdur.

Normal doku komplikasyon olasılığı (NTCP) aşağıda olduğu gibi yazılabilir.

$$NTCP = 1 - \prod_{i=1}^M [1 - NTCP(D_i)]^{V_i} \quad (C1b)$$

Mutlak hatalar ΔTCP ve ΔNTCP olmak üzere aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$\begin{aligned} \Delta TCP &= \sum_i^M \left| \frac{dTCP}{dV_i} \right| \Delta V_i \\ &= \sum_i^M \left| \frac{d(TCP(D_1)^{V_1} TCP(D_2)^{V_2} TCP(D_3)^{V_3} \dots \dots \dots TCP(D_M)^{V_M})}{dV_i} \right| \Delta V_i \\ &= \left[\frac{d(TCP(D_1)^{V_1} TCP(D_2)^{V_2} TCP(D_3)^{V_3} \dots \dots \dots TCP(D_M)^{V_M})}{dV_1} \right. \\ &\quad + \frac{d(TCP(D_1)^{V_1} TCP(D_2)^{V_2} TCP(D_3)^{V_3} \dots \dots \dots TCP(D_M)^{V_M})}{dV_2} + \dots \dots \dots \\ &\quad \left. + \frac{d(TCP(D_1)^{V_1} TCP(D_2)^{V_2} TCP(D_3)^{V_3} \dots \dots \dots TCP(D_M)^{V_M})}{dV_M} \right] \sum_i^M \Delta V_i \\ &= \left(\frac{dV_1}{dV_1} + \frac{dV_2}{dV_2} + \dots \dots + \frac{dV_M}{dV_M} \right) (TCP(D_1)^{V_1} TCP(D_2)^{V_2} \dots \dots \dots TCP(D_M)^{V_M}) \sum_i^M \Delta V_i \\ &= \prod_i^M TCP(D_i)^{V_i} \sum_i^M \left| \frac{dV_i}{dV_i} \right| \Delta V_i \\ &= TCP \sum_i^M \left| \frac{dV_i}{dV_i} \right| \Delta V_i \end{aligned}$$

Burada dV_i/dV_i c gibi bir sabit değere eşittir, bu sabitte lnTCP(D_i) olmak üzere bir üsteki ifade düzenlenirse (C2a) eşitliği elde edilir.

$$= TCP \sum_i^M |\ln TCP(D_i)| \Delta V_i \quad (C2a)$$

Diğer hesaplarda benzer şekilde aşağıda ifade edilmiştir.

$$\begin{aligned} \Delta NTCP &= \sum_i^M \left| \frac{dNTCP}{dV_i} \right| \Delta V_i \\ &= (1 - NTCP) \sum_i^M |\ln(1 - NTCP(D_i))| \Delta V_i \end{aligned} \quad (C2b)$$

Burada ΔV_i, V_i' nin alt hacmindeki mutlak hata değeridir. (C2a) ve (C2b) eşitlik değerini V_i ile çarpar ve bölersek, ayrıca ΔV_i/V_i standart sapma değeri yerine EK A ve EK B de grid ve rasgele örnekleme noktaları için bulunan standart sapma değerlerini

yazarsak aşağıda olduğu gibi TCP ve NTCP grid üzerindeki mutlak hata ve rasgele örnekleme noktaları için mutlak hata değerleri ifade edilmiş olur.

$$\Delta TCP|_{grid} = \frac{1,5TCP}{N^{1/3}} \sum_i^M |\ln TCP(D_i)| V_i \quad (C3a)$$

$$\Delta NTCP|_{grid} = \frac{1,5(1-NTCP)}{N^{1/3}} \sum_i^M |\ln(1 - NTCP(D_i))| V_i \quad (C3b)$$

$$\Delta TCP|_{random} = \frac{TCP}{N^{1/2}} \sum_i^M |\ln TCP(D_i)| V_i \quad (C4a)$$

$$\Delta NTCP|_{random} = \frac{(1-NTCP)}{N^{1/2}} \sum_i^M |\ln(1 - NTCP(D_i))| V_i \quad (C4b)$$

Burada, her bir V_i alt hacminde $\Delta V_i/V_i$ standart sapma değerinin rasgele yaklaşım için $1/N^{1/2}$ ve grid yaklaşımı için $1,5/N^{1/3}$ olmak üzere aynıdır ve sadece ilgili alan içindeki N toplam nokta sayısına bağlıdır. Bunun böyle olmasının sebebi, noktanın pozisyonuna bakılmaksızın ROI içine her bir noktanın atılmasından dolayı, her bir alt hacim için aynı bilgileri sağlamasıdır. TCP ve NTCP hesapları için noktaya dayalı model kullanılması ile (C3) ve (C4) eşitlikleri aşağıdaki forma dönüştürülebilir.

$$\begin{aligned} \Delta TCP|_{grid} &= \frac{1,5TCP}{N^{1/3}} \left\{ \frac{\sum_{k=1}^N |\ln TCP(D_k)|}{N} \right\} \\ &= \frac{1,5TCP}{N^{1/3}} |\overline{\ln TCP}| \end{aligned} \quad (C5a)$$

$$\begin{aligned} \Delta NTCP|_{grid} &= \frac{1,5(1-NTCP)}{N^{1/3}} \left\{ \frac{\sum_{k=1}^N |\ln(1-NTCP(D_k))|}{N} \right\} \\ &= \frac{1,5(1-NTCP)}{N^{1/3}} |\overline{\ln(1 - NTCP)}| \end{aligned} \quad (C5b)$$

$$\begin{aligned} \Delta TCP|_{random} &= \frac{TCP}{N^{1/2}} \left\{ \frac{\sum_{k=1}^N |\ln TCP(D_k)|}{N} \right\} \\ &= \frac{TCP}{N^{1/2}} |\overline{\ln TCP}| \end{aligned} \quad (C6a)$$

$$\begin{aligned} \Delta NTCP|_{random} &= \frac{(1-NTCP)}{N^{1/2}} \left\{ \frac{\sum_{k=1}^N |\ln(1-NTCP(D_k))|}{N} \right\} \\ &= \frac{1-NTCP}{N^{1/2}} |\overline{\ln(1 - NTCP)}| \end{aligned} \quad (C6b)$$

Burada $\overline{\ln TCP}$ ve $\overline{\ln NTCP}$ N hesaplama noktası üzerinde aritmetik ortalama anlamına gelir.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Levent GÖNÜLTAŞ
Doğum Yeri : ANKARA
Doğum Tarihi :14.05.1984
Medeni Hali : Evli
Yabancı Dili : İngilizce
Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)
Lise : Kanuni Lisesi (1998-2001)
Lisans : Gazi Üniversitesi (2002-2006)
Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi (2006-2010)