



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**VOLUMETRİK ARK TEDAVİSİNDE HASTA BAZLI KALİTE
KONTROL AMACI İLE KULLANILAN OCTAVIUS FANTOM
İLE EpiQA PORTAL DOZİMETRİ YAZILIMININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

MEHMET ÖZGÜR TEMEL

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Enis Özyar

İSTANBUL-2012



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**VOLUMETRİK ARK TEDAVİSİNDE HASTA BAZLI KALİTE
KONTROL AMACI İLE KULLANILAN OCTAVIUS FANTOM
İLE EpiQA PORTAL DOZİMETRİ YAZILIMININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

MEHMET ÖZGÜR TEMEL

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Enis Özyar

İSTANBUL-2012

TEZ ONAYI

Kurum : Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ()

Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi

Tez Sahibi : Mehmet Özgür TEMEL

Tez Başlığı : Volumetrik Ark Tedavisinde Hasta Bazlı Kalite Kontrol Amacı İle Kullanılan Octavius Fantom İle EpiQA Portal Dozimetri Yazılımının Karşılaştırılması

Sınav Yeri : Acıbadem Maslak Hastanesi

Sınav Tarihi : 03.10.2012

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans olarak kabul edilmiştir.

| Danışman (Unvan,Adı,Soyadı) | Kurumu | İmza |
|------------------------------------|-----------------------|-------------|
| Prof.Dr. Enis ÖZYAR | Acıbadem Üniversitesi | |
| Sınav Juri Üyeleri | | |
| Prof.Dr. Melahat GARİPAĞAOĞLU | Acıbadem Üniversitesi | |
| Prof.Dr. Beki KAN | Acıbadem Üniversitesi | |

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Enis ÖZYAR

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Mehmet Özgür TEMEL

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılardan dolayı danışmanım Acıbadem Üniversitesi Radyasyon Onkoloji Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Enis ÖZYAR'a ve Anabilim dalında görevli diğer tüm hocalarıma,

Mesleđime başladığım günden itibaren maddi manevi desteğini esirgemeyen, harika çalışma ortamı ve imkanlarını sağlayan, bilgilerini sevgiyle aktaran, medikal fiziği sevdiren ve yol gösteren değerli hocalarım Sayın Bülent YAPICI'ya, Sayın Gökhan AYDIN'a ve Sayın Görkem GÜNGÖR'e,

Tüm yoğunluğuna rağmen, ölçümlerin değerlendirilmesi sırasında yardımcı olan Sayın Zehra YILDIRIM'a,

Tez çalışması sırasında manevi destekleri ile yanımda olan Sayın Alpay LEVENT'e, Sayın Esra KÜÇÜKMORKOÇ'a, Sayın Mine DOYURAN'a ve Acıbadem Maslak Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümü çalışanlarına,

Bugünlere gelmemi sağlayan ve hayatım boyunca yanımda olan canım aileme

Teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

| | Sayfa |
|--|-------------|
| TEZ ONAYI | ii |
| BEYAN..... | iii |
| TEŞEKKÜR | iv |
| SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ | vii |
| ŞEKİLLER | viii |
| TABLolar | x |
| ÖZET..... | xi |
| SUMMARY | xii |
| 1.GİRİŞ VE AMAÇ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER..... | 2 |
| 2.1 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Gelişimi | 2 |
| 2.2 Çok Yapraklı Kolimatörler..... | 2 |
| 2.3 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Teknikleri | 3 |
| 2.3.1 Sabit Gantri YART | 4 |
| 2.3.1.1 Statik YART Tekniği | 5 |
| 2.3.1.2 Dinamik YART Tekniği | 6 |
| 2.3.2 Ark Tabanlı YART | 6 |
| 2.3.2.1 Kon Demet YART (VAT) | 7 |
| 2.4 YART’de Planlama | 9 |
| 2.4.1 İleri Planlama..... | 9 |
| 2.4.2 Ters Planlama | 9 |
| 2.5 VAT Kalite Kontrol Testleri | 10 |
| 2.5.1 ÇYK İçin Ön Testler..... | 10 |
| 2.5.2 Dinamik Çok Yapraklı Kolimatör (dÇYK) Testi | 10 |
| 2.5.3 Çit Testi..... | 11 |
| 2.5.3 VAT Sırasında Çit testi..... | 12 |
| 2.5.4 Değişken Gantri ve Doz Hızının Algılanması Testi | 12 |
| 2.5.5 VAT Sırasında ÇYK Hız Testi | 13 |
| 2.6 GLAaS Algoritması..... | 14 |
| 2.7 Gama Analizi..... | 16 |

| | |
|---|-----------|
| 2.8 Elektronik Portal Görüntüleme | 18 |
| 3.GEREÇ VE YÖNTEM..... | 19 |
| 3.1 Araç ve Gereçler | 19 |
| 3.1.1 Varian DHX lineer hızlandırıcı..... | 19 |
| 3.1.2 Varian aS 1000 EPGC | 20 |
| 3.1.3 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi..... | 22 |
| 3.1.4 PTW 729 İki Boyutlu Dozimetrik Ölçüm Cihazı | 23 |
| 3.1.5 PTW Verisoft 4.1 Yazılımı | 23 |
| 3.1.6 PTW Octavius Fantom..... | 24 |
| 3.1.7 EpiQA 2.1 yazılımı | 26 |
| 3.1.7.1 Hera YART KK modülü | 26 |
| 3.1.7.2 Artemis VAT KK modülü..... | 27 |
| 3.1.7.3 Athena lineer hızlandırıcı KK modülü | 28 |
| 3.1.7.4 Hermes TPS KK modülü | 28 |
| 3.1.8 Siemens Flash BT cihazı..... | 29 |
| 3.2 Yöntem | 30 |
| 3.2.1 Hasta Planlarının Özellikleri..... | 30 |
| 3.2.2 Ölçümler öncesi yapılan KK testleri..... | 30 |
| 3.2.3 Octavius Fantom ile KK ölçümleri | 31 |
| 3.2.4 EpiQA yazılımı ile KK ölçümleri | 32 |
| 3.2.5 VeriSoft ve EpiQA yazılımında kullanılan parametreler | 34 |
| 4. BULGULAR..... | 36 |
| 4.1 VAT Planlarının Hasta Bazlı KK Amaçlı Gama Analizinde Düşük Dozların Etkisi..... | 36 |
| 4.2 VAT Planlarının Hasta Bazlı KK Amaçlı Gama Analizinde Lokal ve Global Analiz Etkisi | 41 |
| 4.3 VAT Planlarının Hasta Bazlı KK'ünde Farklı Sistemlerin Karşılaştırılması... 46 | |
| 5. TARTIŞMA ve SONUÇ | 48 |
| KAYNAKLAR | 50 |
| ÖZGEÇMİŞ..... | 54 |

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ**3BKRT:** 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi**YART:** Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi**ÇYK:** Çok Yapraklı Kolimatör**VAT:** Volumetrik Ark Tedavi**MU:** Monitor Unit**BT:** Bilgisayarlı Tomografi**TPS:** Tedavi Planlama Sistemi**SRC:** Stereotaktik Radyocerrahi**EPGC:** Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı**dÇYK:** Dinamik Çok Yapraklı Kolimatör**EAB:** Etkin Alan Büyüklüğü**KK:** Kalite Kontrol**MV:** Megavolt**kV:** Kilovolt**GDS:** Görüntü Dedeksiyon Sistemi**PET:** Pozitron Emisyon Tomografi**MRG:** Manyetik Rezonans Görüntüleme**KCM:** Kaynak Cilt Mesafesi**DMU:** Doz Mesafe Uyumu

ŞEKİLLER

| | Sayfa |
|---|--------------|
| Şekil 2.1. Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) sistemi | 3 |
| Şekil 2.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) teknikleri | 4 |
| Şekil 2.3. Doz yoğunluk haritası ve segmentlerin aldığı değerler | 5 |
| Şekil 2.4. Statik YART tekniği ile oluşturulmuş yoğunluk haritası | 5 |
| Şekil 2.5. Dinamik ÇYK hareketinin canlandırılması | 6 |
| Şekil 2.6. YART teknikleri şematik gösterimi | 7 |
| Şekil 2.7. Doz hızı değişimi ile gantri açısı | 8 |
| Şekil 2.8. Kullanıcı tanımlı doz hacim kriterleri | 10 |
| Şekil 2.9. dÇYK testi | 11 |
| Şekil 2.10. Çit testi | 11 |
| Şekil 2.11. VAT sırasında çit testi | 12 |
| Şekil 2.12. Gantri hızı değişirken doz hızı değiştirme testi | 13 |
| Şekil 2.13. VAT Sırasında ÇYK Hız Testi | 13 |
| Şekil 2.14. Gama analizinin teorik yapısı | 17 |
| Şekil 3.1.1. Varian DHX lineer hızlandırıcı | 20 |
| Şekil 3.1.2. Varian aS 1000 EPGC | 21 |
| Şekil 3.1.3. Eclipse tedavi planlama sistemi ile yapılmış YART planı | 22 |
| Şekil 3.1.4. PTW 729 İki Boyutlu Dozimetrik Ölçüm Cihazı | 23 |
| Şekil 3.1.5. Verisoft 4.1 YART KK | 24 |
| Şekil 3.1.6. Octavius fantom ile PTW 729 BT görüntüleri çekimi | 25 |

| | |
|--|----|
| Şekil 3.1.7. TPS de KK planı hazırlamak için Octavius BT görüntüsü | 25 |
| Şekil 3.1.8. Hera YART KK modülü | 26 |
| Şekil 3.1.9. Artemis VAT KK modülü | 27 |
| Şekil 3.1.10. Athena modülü ile Hesaplanan ve ölçülen açık alan karşılaştırması | 28 |
| Şekil 3.1.11. Farklı doz hesaplama algoritmaları ile hesaplanmış doz yoğunluk haritalarının karşılaştırılması | 28 |
| Şekil 3.1.12. Siemens Flash BT cihazı | 29 |
| Şekil 3.2.1. Octavius fantomda hesaplatılmış KK planı | 31 |
| Şekil 3.2.2. Octavius fantomda hesaplatılan referans doz düzlemi | 32 |
| Şekil 3.2.3. d_{max} derinliğindeki referans doz yoğunluk haritası | 33 |
| Şekil 3.2.4. EpiQA yazılımı iş akışı | 33 |
| Şekil 3.2.5. Global ve lokal seçeneklerin tolerans aralığı | 34 |
| Şekil 4.1.1. Lokal seçenekte düşük doz bölgesi filtrelenmiş verisoft analizi | 38 |
| Şekil 4.1.2. Lokal seçenekte düşük doz bölgesi filtrelenmemiş verisoft analizi | 38 |
| Şekil 4.1.3. Lokal seçenekte düşük doz bölgesi filtrelenmemiş EpiQA analizi | 40 |
| Şekil 4.1.4. Lokal seçenekte düşük doz bölgesi filtrelenmemiş EpiQA analizi | 41 |
| Şekil 4.2.1. Global seçenekte verisoft analizi | 43 |
| Şekil 4.2.2. Global seçenekte EpiQA analizi | 46 |

TABLolar

| | Sayfa |
|--|--------------|
| Tablo 4.1.1. VeriSoft yazılımında düşük dozun filtrelendiği ve filtrelenmediği durumlara ait gama analizi sonuçları | 36 |
| Tablo 4.1.2. EpiQA yazılımında düşük dozun filtrelendiği ve filtrelenmediği durumlara ait gama analizi sonuçları | 39 |
| Tablo 4.2.1. VeriSoft yazılımında global ve lokal seçenekler için gama analizi sonuçları | 41 |
| Tablo 4.2.2. EpiQA yazılımında global ve lokal seçenekler için gama analizi sonuçları | 44 |
| Tablo 4.3.1. İki farklı sistemin Kalite Kontrol sonuçlarının gama analizi ile karşılaştırma tablosu | 46 |

ÖZET

Volumetrik Ark Tedavi (VAT) foton akısının tedavi boyunca anlık olarak değiştirilmesi esasına dayanan tedavi tekniğidir. Bu çalışmada tedavi planlama sisteminde (TPS) oluşturulan kompleks doz dağılımı iki farklı ölçüm sistemi ile kontrol edildi ve sonuçları karşılaştırıldı. Hasta bazlı tedavi planı kalite kontrolünde (KK) kullanılan Octavius fantom, 729 iyon odası dizisi ve verisoft yazılımı ile oluşan ekipman ile EpiQA yazılımı ve elektronik portal görüntüleme cihazından (EPGC) oluşan sistemlerin karşılaştırılması amaçlandı. 32 hasta için oluşturulan 62 ark için her iki sistemde KK planları hazırlandı ve ışınlandı. Ölçülen doz yoğunluk haritaları ile TPS de hesaplanan referans doz yoğunluk haritaları gama analizi kullanılarak karşılaştırıldı. Gama analizinde kullanılan doz mesafe uyumu (DMU) ve yüzde doz farkı parametreleri için 3mm ve %3 değerlerine göre hesaplama yapıldı. Yapılan karşılaştırmada gama analizi sonuçları lokal, global ve düşük doz filtreleme parametreleri etkilerine göre incelendi ve son olarak Octavius fantom ve EpiQA sistemleri ile elde edilen gama analizi sonuçları karşılaştırıldı. Çalışmamızda analiz sonucundaki farklılıkların ölçüm sistemleri ve bu sistemlere ait yazılımların farklılıklarından meydana geldiği düşünülmektedir. Sonuç olarak her iki sistem hasta bazlı KK için kullanılabilir.

Anahtar Sözcükler: EPGC, Gama analizi, Hasta bazlı kalite kontrol, VAT

SUMMARY

Volumetric Arc Therapy (VAT) is a treatment technique which rely on modulated photon flux. The aim of the study is comparison patient based quality control results of octavius phantom with EpiQA system. Octavius phantom system includes PTW 729 ion chamber array and verisoft software. EpiQA system, that use electronic portal imaging device (EPID) and EpiQA software. Quality assurance plans are generated from 32 patient plans for 62 arcs then irradiated on measurement systems. Measured dose intensity maps are compared with calculated dose intensity maps with gamma analysis method with 3 mm distance to agreement (DTA) and %3 dose difference (%DD) criteria. Gamma analysis results evaluated and compared with low dose suppress, low dose unsuppress, local and global options and finally two systems results are compared each other. The differences observed between results related on software differences and angular response of Octavius phantom. As a result both measurement systems can be used for patient based verification.

Key words: EPID, Gamma analysis, Patient based quality quality control, VAT

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Radyasyon onkolojisi X-ışınlarının keşfinden günümüze hızla gelişmiştir. Bilgisayar teknolojisindeki ilerlemeler, radyoloji ve radyoterapi cihazlarında gelişmelerin sonucu olarak üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT) ve bilgisayar kontrollü radyoterapi sistemleri geliştirilmiştir (1). 3B-KRT’de amaç uzayda üç boyutlu tanımlanan izodozun hedef hacmi sarması aynı zamanda hedef hacim etrafındaki sağlıklı dokuların mümkün olan en az miktarda doz almasıdır. Tipik olarak 3B-KRT’de hedef hacmin izdüşümüne göre kolime edilmiş statik foton demetleri kullanılmaktadır. Alan içinde foton demetleri homojen yoğunluğa sahiptir. Demet homojenitesi kama filtreler veya kompensatörler gibi basit ekipmanlar ile değiştirilebilir.

3B-KRT temel olarak geliştirilen bir diğer tedavi tekniği de yoğunluk ayarlı radyoterapidir (YART). Bu teknikte optimize edilmiş homojen olmayan foton demetleri ile hedef ışınlanır. Tedavi planları ters planlama tekniği ile elde edilir. YART kompleks ve / veya konkav şekilli hedeflerde 3B-KRT’ye göre üstün konformalite sunarken kritik organları daha iyi koruma imkanı sunmaktadır. YART tekniğinde foton demetleri çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ile modüle edilmektedir. Ancak ters planlama tekniği ve tedavi boyunca hareket eden ÇYK’ler YART tekniğini 3B-KRT tekniğine göre daha karmaşık hale getirmektedir.

Volumetrik ark tedavi (VAT) tekniği tedavi süresini statik gantri YART tekniğine göre kısaltan ve yüksek konformalite sağlayan bir YART tekniğidir, bu teknik standart YART tekniğine göre sadece monitor unit (MU) avantajı sağlamakla beraber tedavi süresini kısaltmaktadır. VAT planları 360 derecelik ark ve 177 adet sabit kontrol noktasından oluşmaktadır (2). VAT’de üç mekanik değişken söz konusudur; gantri dönüş hızı, ÇYK hareketinin hızı ve doz hızı modülasyonu (3).

YART ve VAT tedavi teknikleri tedavi cihazına bağlı pek çok parametreye bağlı olduğundan hasta bazlı tedavi planlarının kalite kontrolü önem kazanmaktadır. Bu tez çalışmasında EpiQA portal dozimetri yazılımı ve Octavius fantom kullanılarak yapılan hasta bazlı kalite kontrollerin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Gelişimi

3B-KRT, hedef hacimin üç boyutlu anatomik görüntüler ile belirlenip, iki boyutlu demet gözüyle görüntüleri ile tedavi alanı oluşturularak ışınlanması esasına dayanmaktadır. 3B-KRT bilgisayarlı tomografi (BT) nin kullanımı ile mümkün olmuştur. Spiral ve çok kesitli BT tarayıcılar iki boyutlu görüntüleri pratik şekilde elde edebilmektedir. Bilgisayar ortamında yeniden yapılandırılan iki boyutlu görüntüler sayesinde üç boyutlu tedavi planları yapılabilir ve tedavilerin geometrik doğruluğunu kontrol etmek için referans görüntüler oluşturulabilir.

3B-KRT'nin gelişmesi sonucu 80'li yıllarda YART tekniği ortaya çıkmıştır(7). Yoğunluk ayarlı radyoterapi ise 1982 yılında Anders Brahme ve arkadaşlarının ters planlama tekniğini silindirik doz dağılımı için uygulaması ile başladı(4). 1991'de Bortfeld ve arkadaşlarının "Segmente Edilmiş Alan Önerisi" başlıklı çalışması ile bilgisayar algoritmaları vasıtasıyla foton akısı yoğunluklarını değiştirerek tedavi alanında inhomojen doz dağılımı elde etme fikri ortaya atılmıştır(6).

Nomos Peacock cihazı ile donatılmış Tomoterapi cihazı 1994 de birkaç araştırma merkezinde kullanıma girdi ve ardından 1996 da çok yapraklı kolimatörler YART de yerini aldı. Ancak bu icadın başlangıçta akademik merkezlerde geliştirilmeye ihtiyacı vardı. 2000'lerin başında yeterli kalite kontrol programı yürütüldüğünde YART tekniğinin güvenli bir tedavi tekniği olduğu anlaşıldı ve radyoterapi merkezlerinde yaygınlaşmaya başladı (5).

2.2 Çok Yapraklı Kolimatörler

Çok yapraklı kolimatörler foton akısını şekillendirmek için her biri ayrı ayrı kontrol edilebilen çok sayıda yapraktan oluşmaktadır. Yaprakların izomerkezde genişliği 1 cm veya daha küçük olabilir. Yapraklar tungsten alaşımından üretilmiştir ($\rho = 17,0 - 18,5 \text{ g/cm}^3$). Lineer hızlandırıcıya bağlı olarak demet yönünde yaprakların kalınlığı 6 – 7,5 cm e kadar değişmektedir. X-ışını geçirgenliği bu kalınlık sayesinde %2 den azdır (%1 çeneler, %3,5 serobent bloklar için). Yaprak arası sızıntı ise %3 den azdır. Çok yapraklı kolimatörlerin tek önemi serobent

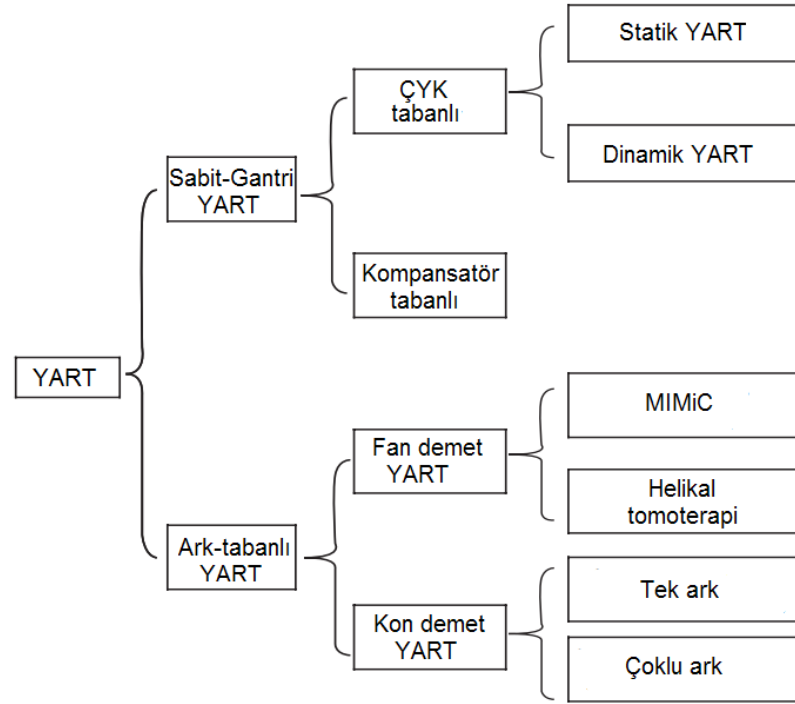
blokların yerini alması değil YART de foton akısının yoğunluğunu modüle etmesidir (7).



Şekil 2.1. Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) sistemi

2.3 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Teknikleri

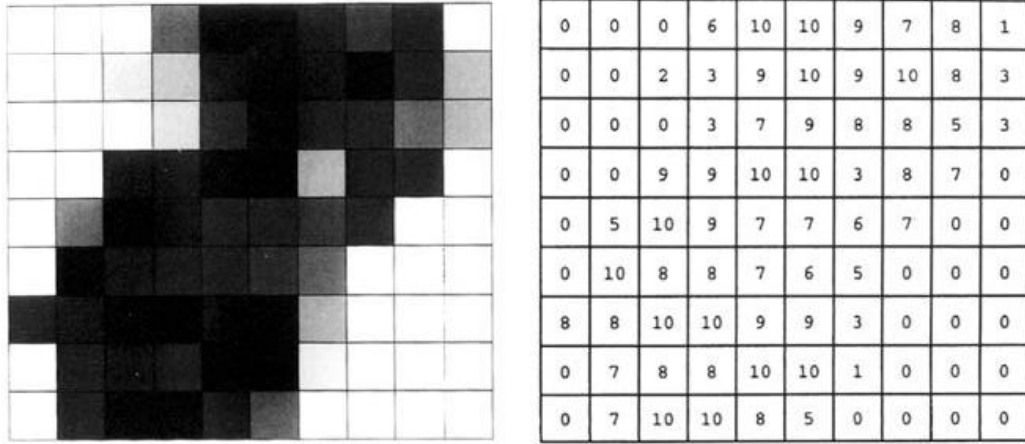
YART de teorik olarak foton akısı hedef hacim üzerinde bağımsız segmentlere bölünür ve tedavide kolimasyon sistemi ile inhomojen foton akısı oluşturulur. YART' taki bu dozimetrik özellik sayesinde kompleks geometrili hedeflerde 3B-KRT' ye göre daha yüksek konformalite sağlanırken kritik organ dozlarını düşürmek mümkündür. YART tekniği ile eş zamanlı olarak farklı hedefler farklı fraksiyon dozları ile tedavi edilebilir (8). Şekil 2.2 de YART teknikleri sınıflandırılmıştır.



Şekil 2.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) teknikleri (8)

2.3.1 Sabit Gantri YART

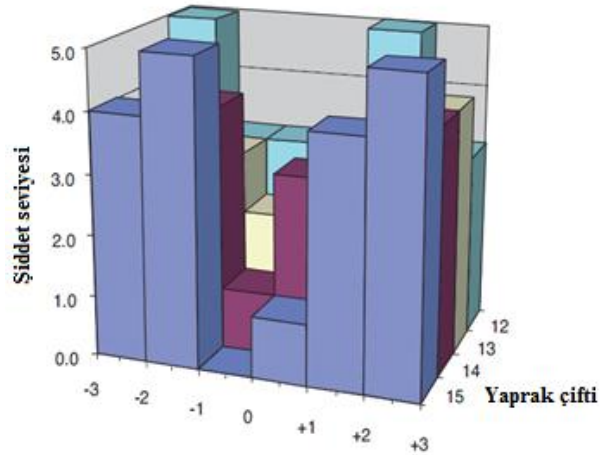
Sabit gantri açılarında radyasyon göndermesi açısından 3B-KRT'ye benzerlik gösterir (şekil 2.6 A). Doz optimizasyon algoritması ışınlanan alanı segmentlere ve foton akısını farklı şiddette sahip ışın demetlerine böler böylece her segment şiddet değeri alır böylece her tedavi alanı için doz yoğunluk haritası oluşturulur. Demet genişliği ÇYK genişliği kadar olup, demet boyu ise ÇYK'ların hareket doğrultusunda tanımlanan en küçük adımı kadardır. Doz yoğunluk haritası oluşturmak için fiziksel kompensatörler kullanılsada bilgisayar kontrollü ÇYK lar en popüler yöntemdir(8). Günümüzde kliniklerde en sık uygulanan teknikler statik ve dinamik YART dır.



Şekil 2.3. Doz yoğunluk haritası ve segmentlerin aldığı değerler (10)

2.3.1.1 Statik YART Tekniği

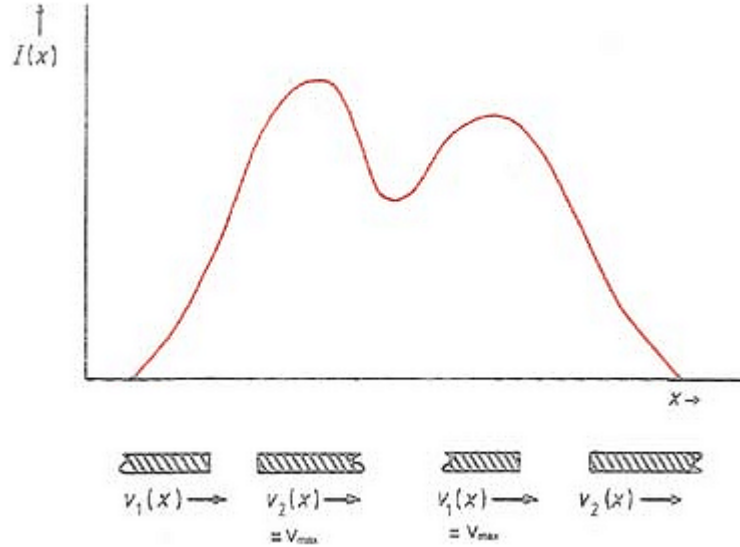
Tedavide kullanılan her bir alan homojen demet şiddetine sahip küçük alt alanlardan oluşur. Alt alanlar ÇYK'lar ile tanımlanır. Işınlama esnasında ÇYK lar durur ışınlama tamamlandıktan sonra ÇYK'lar diğer alt alanı oluşturmak için hareket eder bu esnada ışınlama durur. Bu süreç tedavi alanındaki tüm alt alanların ışılanması ile devam eder. Böylece tedavi planlama sistemi (TPS) oluşturulan kompozit doz dağılımı elde edilir (9).



Şekil 2.4. Statik YART tekniği ile oluşturulmuş yoğunluk haritası (9)

2.3.1.2 Dinamik YART Tekniği

Bu teknikte YK'lar ışınlama boyunca karşılıklı olarak tek yönde hareket ederken lineer hızlandırıcı ışınlamaya devam eder. Kavram olarak tüm YK çiftleri birlikte hareket ederek iki boyutlu doz yoğunluk haritası oluşturur.



Şekil 2.5. Dinamik YK hareketinin canlandırılması. Doz yoğunluk profilinin yükselen kısmında V_2 hızı ile ilerleyen YK maksimum hızda hareket ederken, doz yoğunluk profilinin azalan kısmında V_1 hızı ile ilerleyen YK maksimum hızda hareket etmekte (9).

2.3.2 Ark Tabanlı YART

Ark tabanlı YART tekniği radyoterapide uzun zamandır kullanılmaktadır. Bu methodun ilk uygulamalarından biri olarak bilinen Takahashi arki, hedefin demet gözüyle izdüşümünü takip eden kolimasyon sistemi ile yapılan tedavi tekniğidir(8). Konformal ark tedavi elips ya da silindirik geometrideki hedefler için iyi doz konformalitesi sağlar ancak hedef hacim ideal silindirik hacimden farklı bir geometriye sahip olduğu zaman ark tabanlı YART tekniği ile doz modülasyonu sağlanabilir.

Şekil 2.6 B, C ve D de ark tabanlı YART teknikleri özetlenmiştir.



Şekil 2.6. YART teknikleri şematik gösterimi (A) sabit gantri YART, (B) kesit-kesit fan demet ışınlama, (C) Tomoterapi ve (D) kon demet YART (8)

2.3.2.1 Kon Demet YART (VAT)

Ark tabanlı YART tekniği 1995 yılında Yu tarafından geliştirilmiştir(11). Bu teknikte gantri hızı ve doz hızı sabitken ÇYK'ler gantri dönüşü sırasında hareketlidir. Başka bir yaklaşım “ aperture-based” optimizasyon methodu, Otto tarafından önerilmiş ve volumetrik ark tedavisi (VAT) olarak adlandırılmıştır. Tek veya daha fazla arklar ile oluşturulan planlar ile statik ve dinamik YART tekniğine göre oluşturulan planlara göre daha konformal doz dağılımı sağlanmıştır(12). Bir başka çalışmada VAT tekniği ile oluşturulan planlar tomoterapi planları ile karşılaştırıldığında pek çok vakada daha konformal doz dağılımı sağladığı gösterilmiştir(13). VAT tekniği helikal yada seri tomoterapi tedavisine göre monitör unit açısından beş ile on beş kat daha verimlidir(14). Varian medikal sistemler firmasının ürettiği VAT sistemini RapidArc olarak adlandırmış ve mayıs 2008 de Rigshospitalet'de klinik kullanımı başlamıştır (15). Ülkemizdeki ilk RapidArc cihazı agustos 2009 dan itibaren Acıbadem Maslak hastanesinde tedavilere devam etmektedir.

VAT kompleks bir tedavi tekniğidir. Gantri hızı, ÇYK'ların hızı ve doz hızı tedavi boyunca değişmektedir(16). Söz konusu üç parametrenin fiziksel sınırları aşağıda tanımlanmıştır (17).

$$\Theta = \text{Gantri açısı} \quad \Delta\Theta/\Delta t = \text{Gantri hızı}$$

$(\Delta\Theta/\Delta t)_r$ = Referans Gantri hızı $360^\circ/65s$ veya $5,54^\circ/s$

Fiziksel olarak gantri daha hızlı dönebilir ancak bu sınır Eclipse TPS'de tanımlanmıştır.

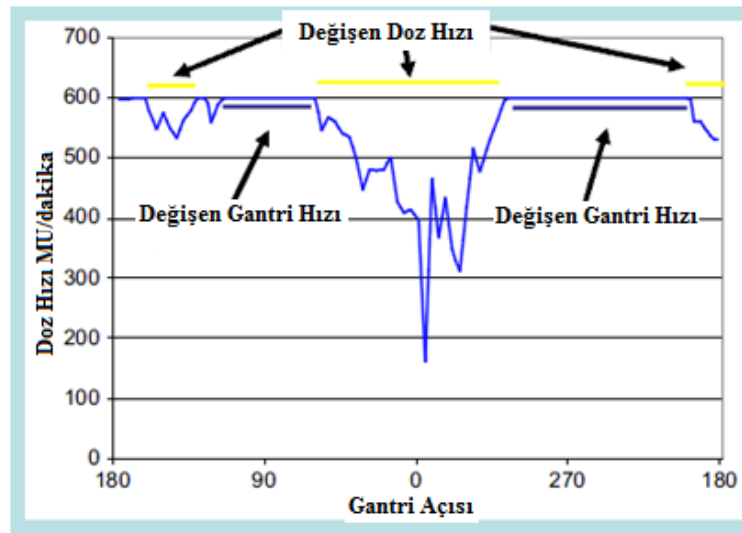
x = ÇYK pozisyonu $\Delta x/\Delta t$ = ÇYK hızı

$(\Delta x/\Delta t)_{\max} = 2.76 \text{ cm/s}$; Referans gantri hızında $(\Delta x/\Delta \Theta)_{\max} = 5 \text{ mm}^\circ$

$\Delta \text{MU}/\Delta t$ = Doz hızı. Maksimum doz hızı $600 \text{ MU}/\text{min}$

Referans gantri hızında ve maksimum doz hızında $\Delta \text{MU}/\Delta \Theta = 108.3 \text{ MU}^\circ$

VAT planları 360° ark için 177 adet kontrol noktasından oluşmaktadır. Her kontrol noktası için MU ve ÇYK konumları belirlenmiştir. Lineer hızlandırıcıya yüklenen plan kontrol parametrelerine göre iki gruba ayrılır. Birinci grupta ÇYK pozisyonları gantri açısının bir fonksiyonu olarak ÇYK kontrol sistemine ve ikinci grupta ise toplam MU'nun fonksiyonu olan gantri konumları parçalı tedavi tablosu olarak lineer hızlandırıcı kontrol sistemine gönderilir. Lineer hızlandırıcı kontrol sistemi parçalı tedavi tablosunu VAT süresi boyunca doz hızı ve gantri hızı cinsinden komutlara çevirir.



Şekil 2.7. Gantri açısı ile doz hızı değişimi (14)

Doz hızı, mikro dalga pulsu ile elektron tabancasından gönderilen elektron puls modülasyonu ile sağlanır. Elektron pulsu mikro dalga pulsuna göre geciktirilirse doz hızı düşer. Sistem 10 ms içinde sıfırdan maksimum doz hızına çıkabilir. Şekil 2.7 deki grafikde doz hızının gantri açısı ile değişimi görülmektedir (14).

2.4 YART’de Planlama

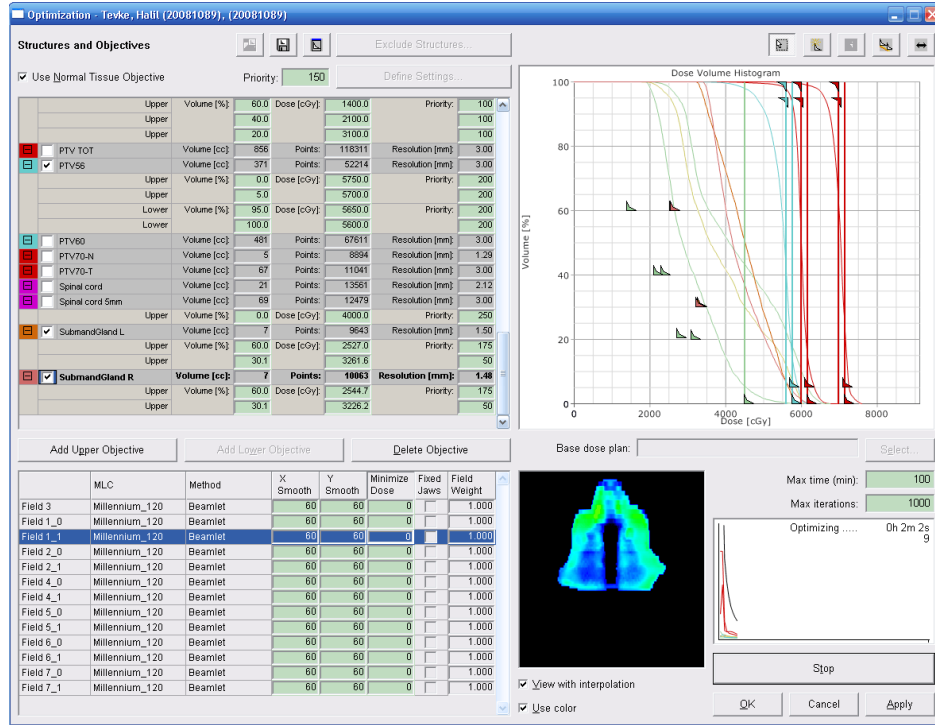
YART tekniğinde plan oluşturmanın iki yolu vardır. Doz yoğunluk haritasını oluşturmak için bilgisayar algoritmalarının kullanıldığı ters planlama ve kullanıcının belirlediği segmentler ile doz dağılımı oluşturduğu ileri planlama teknikleridir.

2.4.1 İleri Planlama

Hedef hacmin şekli düzensiz ve/veya iki yada üç alanın kullanıldığı planlarda izodozları klinik amaca uygun şekilde şekillendirmek için kullanıcı ÇYK’lar ile alt alanlar belirler. Oluşturulan alt alanların MU ağırlıkları yine kullanıcı tarafından belirlenmektedir. İleri planlama tekniği genellikle basit planlar için kullanılır daha ileri seviyede doz modülasyonu için ters planlama tekniği uygulanmalıdır.

2.4.2 Ters Planlama

Ters planlama tekniğinde kullanıcı doz hacim kriterleri tanımlar. Tekrarlamalı YART optimizasyon algoritması tanımlanan kriterlere göre optimum çözümü üretir ve segmentlere bölünmüş demetlerin ağırlıkları elde edilir (18). Doz yoğunluk haritası oluşturacak ÇYK hareketleri TPS’de hesaplanır, bu aşamada ÇYK hareketleri dinamik YART yada statik YART tekniğine göre oluşturulur ardından doz dağılımı hesaplanır. Gerekli görülmesi durumunda doz hacim kriterleri yeniden tanımlanabilir, bu durumda yeniden optimizasyon hesabı yapılmalıdır. Oluşan doz hacim histogramları ve doz dağılımları klinik açıdan incelenir.



Şekil 2.8. Kullanıcı tanımlı doz hacim kriterleri

2.5 VAT Kalite Kontrol Testleri

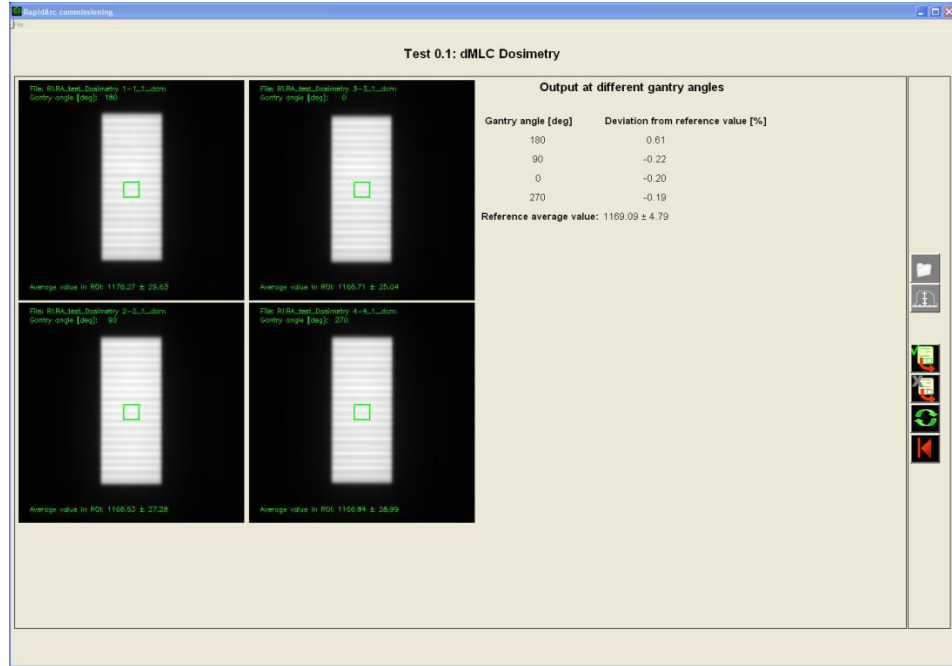
VAT yeni bir tedavi tekniği olduğundan dolayı pratik tecrübe sınırlıdır. Bu yüzden devreye alma testleri ile kalite kontrol testleri tam olarak birbirinden ayrılmamıştır. Kalite kontrol testleri için film dozimetri yada elektronik portal görüntüleme cihazı (EPGC) kullanılabilir (14).

2.5.1 ÇYK İçin Ön Testler

Söz konusu testler uygulanmadan önce cihazın mekanik ve dozimetrik kalite kontrollerinin yapılmış olması gerekir(14).

2.5.2 Dinamik Çok Yapraklı Kolimatör (dÇYK) Testi

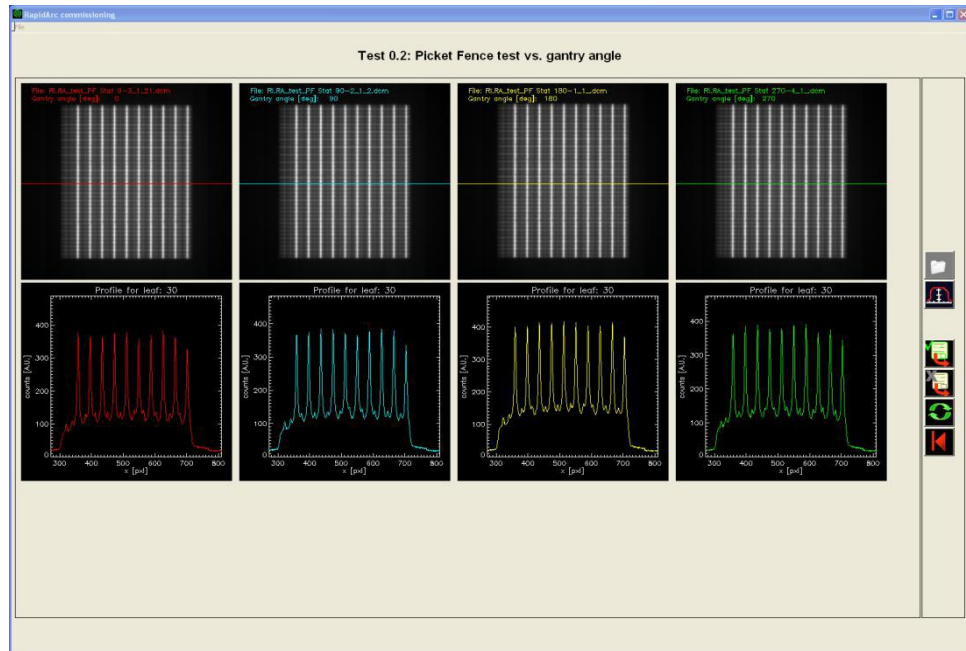
0° , 90° , 180° , 270° gantri açılarında $4 \times 10 \text{ cm}^2$ lik alanda 0.5 cm lik ÇYK açıklığında ÇYK'ların hepsi birden hareket ederken ışınlanır. Lineer hızlandırıcının doz verimi kontrol edilir (14).



Şekil 2.9. dÇYK testi (19)

2.5.3 Çit Testi

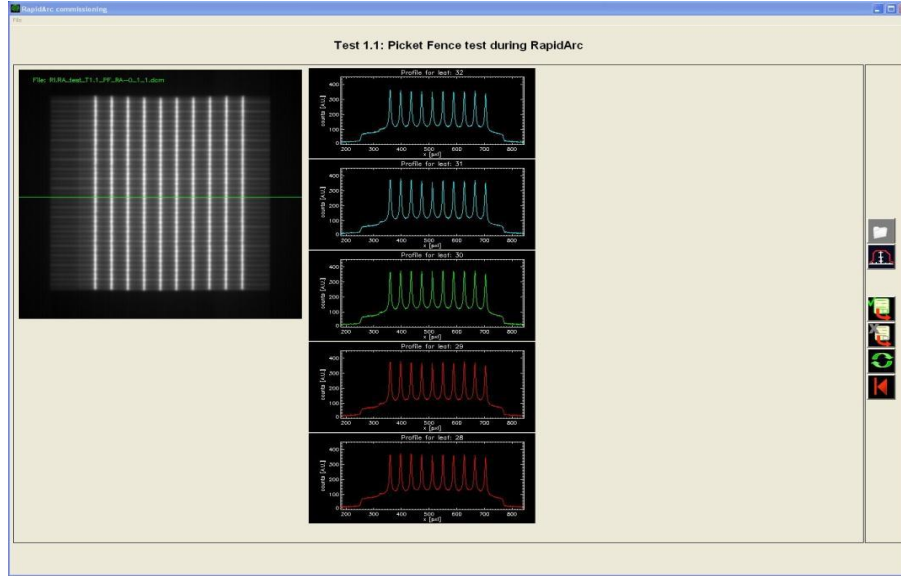
Dört farklı gantri açısında çit testi yapılır (19), elde edilen paternler incelenir



Şekil 2.10. Çit testi (19)

2.5.3 VAT Sırasında Çit testi

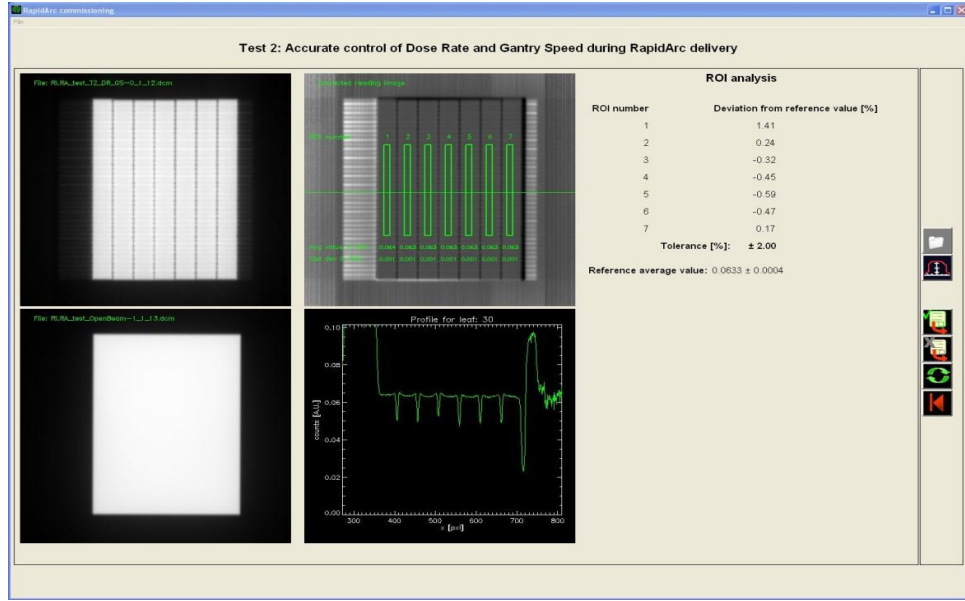
ÇYK'ların VAT sırasında hassasiyetini kontrol etmek için çit deseni oluşturacak VAT planı tasarlanmıştır(14). Elde edilen patern statik gantri açılarında yapılan çit testi paterni ile karşılaştırılır.



Şekil 2.11. VAT sırasında çit testi (19)

2.5.4 Değişken Gantri ve Doz Hızının Algılanması Testi

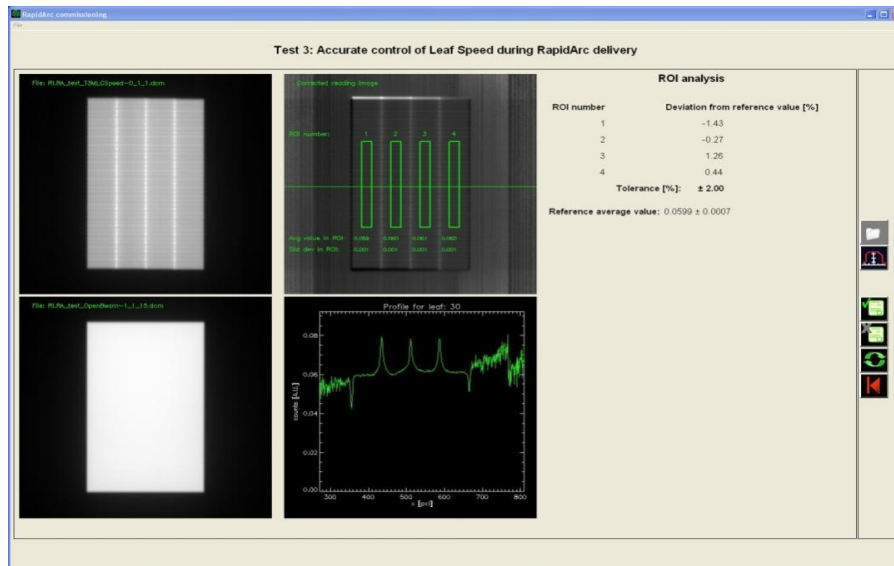
Lineer hızlandırıcının gantri hızı ile doz hızı değişirken ışınlama performansını değerlendiren bir testtir (19).



Şekil 2.12. Gantri hızı değiştirken doz hızı değiştirme testi (19)

2.5.5 VAT Sırasında ÇYK Hız Testi

Gantri dönüşü esnasında ÇYK'lerin hızlarını değiştirerek çit paterni oluşturan testtir(14). Böylece ÇYK'lerin gantri hareketi sırasında farklı hızlarda gidebilme özelliği test edilmiş olur.



Şekil 2.13. VAT Sırasında ÇYK Hız Testi(19)

2.6 GLAaS Algoritması

GLAaS algoritması amorf silikon dedektör tabanlı EPG cihazına ışınlanan görüntüleri doz haritasına çeviren bir yazılımdır. YART tekniğinde tedavi öncesi hasta bazlı dozimetrik kalite kontrol amacı ile kullanılmaktadır(20). Ayrıca GLAaS algoritması ile lineer hızlandırıcıların dozimetrik kalite kontrolleri (açık alan veya kama filtreli alanlarda profil ölçümleri. Doz verim ölçümleri ve kama filtre faktörleri) yapılabilir (21). Bu amaca uygun başka yazılımlar da bulunmaktadır(19).

GLAaS algoritması primer foton akısı ile ÇYK doz geçirgenliğini hesaplayabilir. Gantri ve fantom kaynaklı saçılmalar modellenemediği için buradan gelen katkı primer foton akısı ve ÇYK doz geçirgenliği bileşenlerine dahil olmaktadır.

EPGC sinyali ile iyon odası ile okunan doz arasındaki ilişki aşağıdaki eşitlik de gösterilmiştir(20).

$$D(\text{Gy}) = mR_{pv} + q \quad (\text{Eş. 2.1})$$

R_{pv} , toplam EPGC sinyali. (piksellerin ortalama okuma değeri)

m ve q , iyon odası ile ölçülen doz ile sinyal arasında ilişki kuran parametrelerdir ve algoritma kütüphanesinden çağırılır.

YART tekniğinde segmentlerin alan büyüklüğü ve buna bağlı olarak doz verimi değişmektedir. Bu değişimi doz hesabına yansıtma için eşdeğer alan büyüklüğü (EAB) aşağıda tanımlanmıştır.

$$EAB = \frac{2XY}{X+Y} \quad (\text{Eş. 2.2})$$

X , s. segmentteki ÇYK'lar arası açıklığın ortalaması

Y , s. segmentteki açık ÇYK sayısı ile ÇYK genişliğinin çarpımı sonucu bulunur.

Dinamik ve statik YART tekniklerinde ÇYK konum bilgileri ASCII veya DICOM formatında olan ÇYK kontrol dosyalarından(20) yada TPS de oluşturulmuş planlardan sağlanmaktadır (21).

GLAaS algoritması primer foton akısı ile ÇYK geçirgenliği kaynaklı foton akısının oluşturduğu toplam sinyali piksel piksel toplayarak doz hesabı yapar(22)

i. pikseldeki doz;

$$d_i = d_{pr,i} + d_{tr,i} = (\sum_{s=1}^N m_{pr,s}(EAB)r_{i,s} + q_{pr,s}) + (m_{tr,s}(R_i - \sum_{s=1}^N r_{i,s}) + q_{tr,s})$$

(Eş. 2.3)

$d_{pr,i}$ primer foton akısından gelen doz

$d_{tr,i}$ ÇYK geçirgenlik dozu

$r_{i,s}$ s. segment yada kontrol noktasında primer foton aksından gelen okuma

EAB eşdeğer alan büyüklüğü

R_i toplam EPGC okuması

N toplam segment yada kontrol noktası sayısı

m ve q, doz ile sinyal arasında ilişki kuran, algoritma kütüphanesinden çağırılan alan ve alan bağımlılığı olan parametreler.

pr primer radyasyon için alt indis.

tr ÇYK geçirgenlik dozu için alt indis.

CIAO, ÇYK tarafından belirlenen açık alandır. Dinamik YART tekniğinde toplam CIAO ÇYK nın ilk konumu ile son konumu arasındaki şekil ile belirlenir. CIAO_s herhangi bir s. segment/kontrol noktasının ışınlanması esnasında açık kalan alanı tanımlar. EPGC cihazı ile yapılan ölçümde primer radyasyon akısı CIAO'dan gelmektedir. Bir s segmentinde CIAO dışındaki bir pikselden gelen okuma değeri; $r_{i,s} = 0$ olmaktadır (20).

VAT değişen doz hızına sahip tedavi tekniğidir (17). Bu yüzden EPGC kalibrasyon ayarları tüm doz hızlarında görüntü almaya uygun şekilde yapılmalıdır (23).

2.7 Gama Analizi

YART tekniğinde hasta bazlı kalite kontrol (KK) için iyon odaları, termoluminesans dozimetreler ve diyot dizileri gibi dozimetrik sistemler doğru ölçüm yapabilmelerine rağmen YART KK için yeterli değildir çünkü tek nokta veya belirli bir hat üzerinde ölçüm almaktadırlar. İki boyutlu dozimetrik ölçüm için film dozimetri veya EPGC kullanılabilir. Kullanılan dozimetrik ekipman ne olursa olsun önemli olan hesaplanan doz dağılımı ile ölçülen doz dağılımını nicel olarak karşılaştırmaktır.

1998 de Low ve arkadaşları tarafından YART de KK amacıyla kullanılmak üzere gama analizi yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntemde ölçülen data ($D_c(\mathbf{r})$) ile hesaplanan referans data ($D_r(\mathbf{r})$) karşılaştırılır. Söz konusu karşılaştırma yüzde doz farkı ve doz mesafe uyumu (DMU) parametreleri incelenerek yapılır.

Gama analizinde kabul kriteri;

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \quad (\text{Eş.2.4})$$

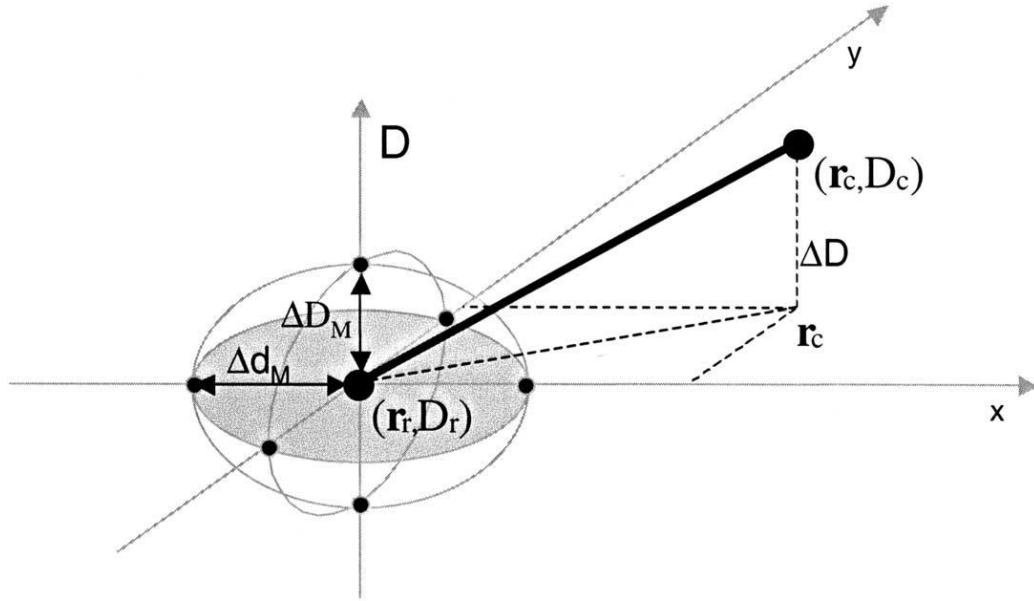
Burada;

$$\Delta r = |r_r - r_c| \quad (\text{Eş.2.5})$$

Referans data ile ölçülen nokta arasındaki mesafe ve

$$\Delta D = D_c(r_c) - D_c(r_r) \quad (\text{Eş. 2.6})$$

r_c ile r_r noktaları arasındaki doz farkı, ΔD_M^2 ve Δd_M^2 kullanıcı tarafından belirlenen doz farkı ve DTA kriterleridir. Genelde kliniklerde %3 doz farkı ile 3mm DMU kriterleri uygulanmaktadır. Gama analizi kabul kriteri bir elips ile tanımlanmıştır.



Şekil 2.14. Gama analizinin teorik yapısı

Elips içinde kalan yani kabul kriterlerini sağlayan bir nokta için gama analizi;

$$\gamma(r_r) \equiv \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \quad (\text{Eş. 2.7})$$

Eşitliği ile tanımlanır.

Böylece kabul-red kriteri;

$\gamma(r_r) \leq 1$ ise seçilen kabul kriterleri ile ölçülen data uyum içindedir.

$\gamma(r_r) > 1$ ise ölçüm datası seçilen kriterleri sağlamamaktadır (24).

İki boyutlu doz dağılımlarını karşılaştırmakta gama analizi teoride çok başarılıdır ancak film dozimetri yada EPGC ölçümleri belirli bir çözünürlüğe sahip olduğundan (yani kesikli data kümesi oluşturduğundan) dolayı ölçülen doz dağılımının piksel büyüklüğü kabul kriterinden küçük olmalıdır.

2.8 Elektronik Portal Görüntüleme

Elektronik portal görüntüleme cihazı (EPGC) ile tedavi pozisyonunun kontrolü uygulamaları pek çok çalışmada incelenmiştir (25). EPGC lerin klinik uygulamalarından kısa süre sonra elde edilen görüntülerin dozimetrik bilgi taşıdığı fark edilmiş ve yüksek çözünürlük, dijital format, hızlı görüntü alma avantajları EPGC lerin dozimetrik uygulamalarına olan ilgiyi arttırmıştır(26).

Amorf silikon (aSi) dedektörler görüntü almak için daha az MU ya ihtiyaç duyması ve sıvı dolu iyon odalı EPGC lere göre daha kaliteli görüntüler elde etmesi nedeni ile son yıllarda portal görüntüleme sistemlerinde tercih edilmektedir.

Fosfor ekran gelen fotonları optik fotonlara çevirir. Amorf silikon panel üzerine yerleştirilmiş fotodiyotlar ve ince film transistörler (ift) pikselleri oluşturur. Fotodiyotlar optik fotonları yakalar ve elektrik yüküne çevirir İft ise bu yükleri kontrol eden anahtar devresidir. Piksellerden yük satır satır toplanır ve her satır demet atmasından belirli bir süre sonra taranır. Çerçeve tüm satırların taranması ile elde edilir, bir EPGC görüntüsü N adet elde edilen çerçevelerin ortalamasıdır.

$$I(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N I_j(x, y) \quad (\text{Eş. 2.8})$$

$I_j(x,y)$ j. çerçevede en fazla 64 çerçeve alınır ve donanım hafızasına kaydedilir. Bu limite ulaşıldığında boş çerçeve alınarak 64 çerçevelik bilgi takımı tamamlanmış olur bu işlem sistemin ölçüm alamadığı ölü zamanın oluşmasına neden olur.

EPGC yazılımı, ışınlama yok iken elde edilen siyah alan (SA) görüntüsü (dark-field image) ve EPGC nin tüm alanının ışınlanması ile elde edilen açık alan (AA) görüntüsüne (flood-field image) ihtiyaç duymaktadır. SA görüntüsü EPGC nin gürültü cevabını AA ise her pikselin hassasiyetini vermektedir. Işınlanan görüntü $I_{RAW}(x,y)$ elde edildikten sonra düzeltilmiş görüntü;

$$I(x, y) = \frac{I_{RAW}(x,y) - SA(x,y)}{AA(x,y) - SA(x,y)} \langle AA(x, y) - SA(x, y) \rangle_{(x,y)} \quad (\text{Eş.2.9})$$

$\langle \rangle_{(x,y)}$ piksellerin ortalaması. Bu görüntü kullanıcı tarafından analiz edilebilir (27).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Araç ve Gereçler

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

1. Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcı
2. Varian aS 1000 portal dozimetre sistemi
3. Eclipse 8.6 tedavi planlama sistemi
4. PTW Octavius fantom
5. PTW 729 iki boyutlu dozimetrik ölçüm cihazı
6. PTW verisoft 4.1 yazılımı
7. EpiQA 2.1 yazılımı
8. Siemens Flash bilgisayarlı tomografi cihazı

3.1.1 Varian DHX lineer hızlandırıcı

Clinac DHX lineer hızlandırıcı 4,6,9,12,16 MeV enerji seviyelerinde elektron ve 6-18 MV enerjilerine sahip foton üretebilmektedir. Cihazda 120 adet ÇYK bulunmaktadır. Kaynak yüzey mesafesi 100 cm de ortadaki 40 adet ÇYK 0.5 cm ve diğer ÇYK lar ise 1 cm kalınlıkta izdüşümü meydana gelir. 10°, 15°,20°,25°,30°,45° ve 60° lik dinamik kama filtreler ile 15°,30°, 45° ve 60° lik statik kama filtrelere sahiptir.

3BKRT, gantri statik YART ve VAT tedavi teknikleri uygulayabilen cihazda megavolt (MV) görüntüleme ve portal dozimetri olarak kullanılabilen sistemde yer almaktadır. Tedavi öncesi setup hatalarını azaltmak amacı ile robotik kollar ile hareket eden kilovolt (kV) mertebesinde x-ışını üreten tüp ve dedektör sistemi cihaza monte edilmiştir ayrıca bu sistem CBCT (Cone Beam Computed Tomography) görüntülemesi yaparak setup alanının üç boyutlu değerlendirilmesini mümkün kılar (28).



Şekil 3.1.1. Varian DHX RapidArc lineer hızlandırıcı

3.1.2 Varian aS 1000 EPGC

Çalışmada kullanılan EPGC katlanabilir robotik kol (ExactArm) ve görüntü dedeksiyon sisteminden (GDS) oluşmaktadır. Robotik kol GDS vertikal doğrultuda izomerkezin 2.5 cm altına ve 82 cm üstüne çıkarabilmektedir. Lateral doğrultuda ± 16 cm, longitudinal doğrultuda ise GDS nin vertikal konumuna bağlı olarak $+24/-20$ cm hareket edebilmektedir. Ölçüm alanı 30 cm x 40 cm, 768 x 1024 pikselden oluşmaktadır. Her piksel 0.39 mm x 0.39 mm ebatlarındadır.

aS 1000 amaorf silikon GDS dört ana parçadan oluşmaktadır.

1. Yığılma bölgesini sağlamak ve saçılan radyasyonu absorbe etmek için 1 mm kalınlığında bakır plaka.
2. Terbiyum katkılı gadolinyum oksisülfid ($Gd_2O_2S:Tb$) den yapılmış sintilasyon sağlayan fosfor ekran gelen radyasyonu optik fotonlara çevirmektedir. Sintilasyon ekranının kalınlığı 0.34 mm dir.
3. Fotodiyot ve ince film transistörden (İFT) yapılmış piksel matrisi
4. Transistörden gelen yükü okuyup görüntü datasına çeviren elektronik aksam (29).

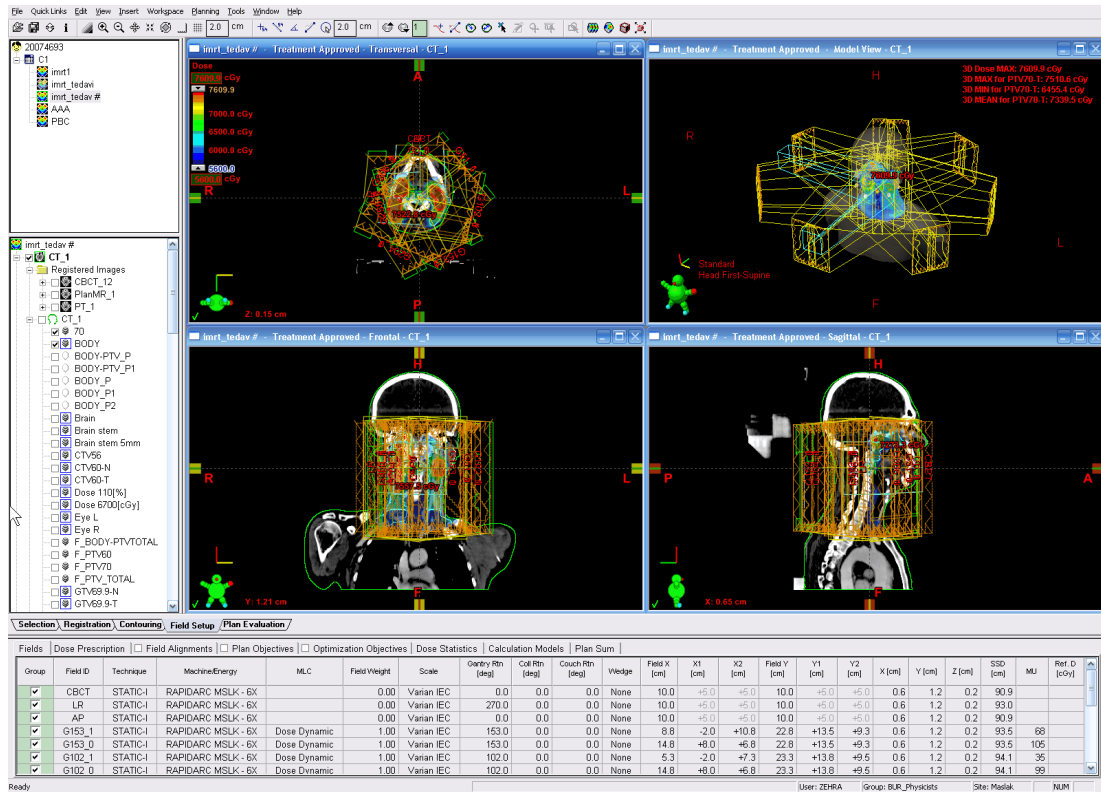


Şekil 3.1.2. Varian aS 1000 EPGC

3.1.3 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse (versiyon 8.6) tedavi planlama sisteminin özellikleri kısaca aşağıda sıralanmıştır (30).

- PET/MR/BT füzyon ve konturlama
- 3BKRT ve konformal ark planlama
- YART ve VAT planlama
- İleri/ters planlama
- 4 boyutlu planlama
- Ters planlamada anlık doz hacim grafiği izleme
- Farklı doz hesabı algoritmaları kullanma (AAA, PBC, GGPB, eMC)
- Brakiterapi planlama
- Hasta bazlı KK oluşturma
- Plan karşılaştırma

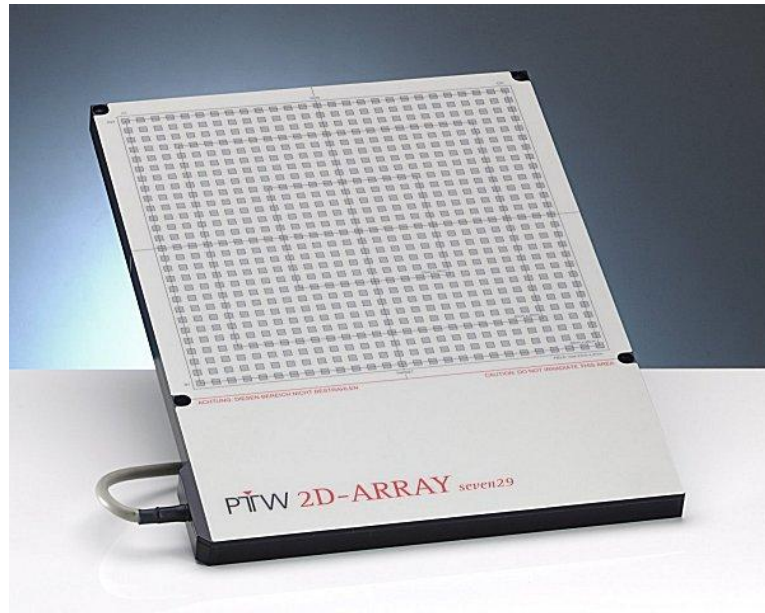


Şekil 3.1.3. Eclipse tedavi planlama sistemi ile yapılmış YART planı

3.1.4 PTW 729 İki Boyutlu Dozimetrik Ölçüm Cihazı

PTW 729 düzlem üzerine yerleştirilmiş 27x27 adet iyon odasından oluşmaktadır. İyon odaları $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ cm}^3$ hacminde olup merkezden merkeze 1cm aralık ile dizilmiştir böylece $27 \times 27 \text{ cm}^2$ lik ölçüm alanı elde edilir. PTW 729 YART tekniği ile ışınlanan doz yoğunluk haritalarının ölçümü için kullanılmaktadır.

Data toplama yazılımı olarak MatrixScan kullanılmaktadır doz dağılımını üç boyutlu olarak gösteren yazılım ölçüm datalarını analiz etmek amacıyla Verisoft yazılımına taşımak için kullanılır (33).

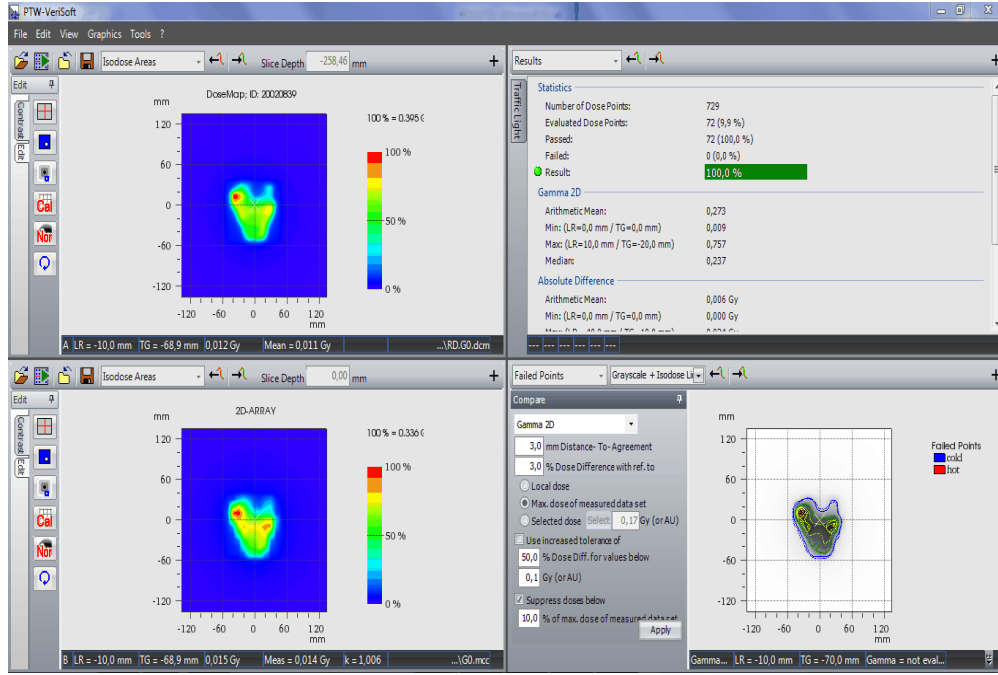


Şekil 3.1.4. PTW 729 İki Boyutlu Dozimetrik Ölçüm Cihazı

3.1.5 PTW Verisoft 4.1 Yazılımı

Verisoft yazılımı, YART planının fantom üzerinde hesaplatılarak elde edilen referans doz yoğunluk haritası ile aynı planın aynı fantom üzerinde ışınlanarak ölçülen doz yoğunluk haritalarının karşılaştırılmasını sağlar. Hesaplanan ve ölçülen

doz yoğunluk haritaları matrise çevirilir ve verisoft yazılımı nümerik değerleri gama analizi yöntemi ile karşılaştırır. Verisoft DICOM veya pek çok farklı TPS de hesaplanmış doz matrislerini okuyabilecek özelliktedir. Işınlanan dört farklı alanı toplayarak daha yüksek çözünürlükte değerlendirme yapma imkanı sağlar (34).



Şekil 3.1.5. Verisoft 4.1 YART KK

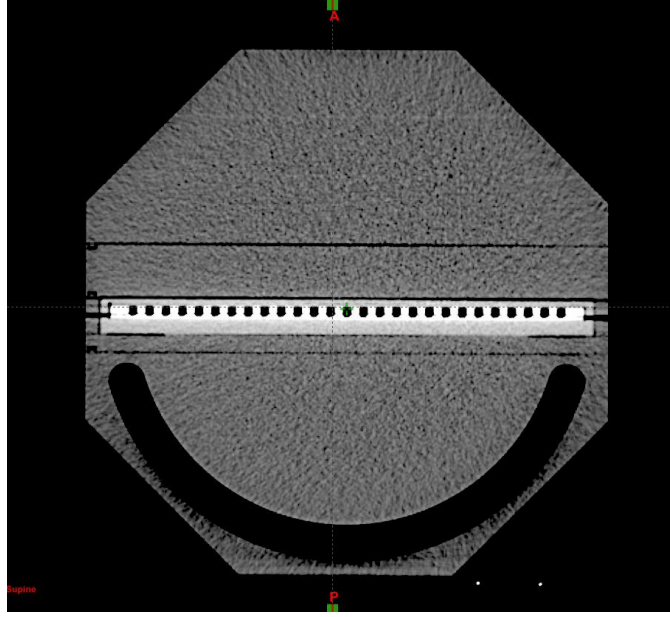
3.1.6 PTW Octavius Fantom

Rotasyonel tedavilerin KK yapmak amacıyla geliştirilen fantom sekizgen yapısı farklı düzlemlerden ışınlanmasına imkan sağlar. Octavius fantomun fiziksel yoğunluğu 1.04 g/cm^3 rölatif elektron yoğunluğu 1.00 dır. YART ölçümleri için PTW 729 dozimetrik ölçüm cihazı ile birlikte kullanılmalıdır. (şekil 3.1.7) PTW 729 yerleştirildiğinde iyon odaları fantomun tam merkezinde yer alır. PTW 729 un üst kısmında 0.5 cm alt kısmında ise 1 cm PMMA materyal bulunmaktadır bu kalınlık farkından dolayı meydana gelecek absorpsiyon farkını kompanse etmesi için ölçümde kullanılacak fantomda 2 cm lik boşluk oluşturulmuştur (31)(şekil 3.1.7) Nokta doz ölçümleri için $10 \times 31 \times 2.2 \text{ cm}^3$ ölçülerinde 3 dilim fantom geliştirilmiştir. 2

dilim fantom tamamen dolu olup üçüncü fantomda 0.69 cm çapında ve merkezden merkeze 1.05 cm mesafe bulunan 0.125 cc iyon odasına uygun 9 adet delik açılmıştır. Konnektor kutusu, PTW Multidose elektrometre ve 9 adet iyon odası ile aynı anda 9 noktada ölçüm yapılabilmektedir. Farklı doku eşdeğeri materyaller Octavius fantoma yerleştirilerek BT lerin hounsfield kalibrasyonunda kullanılabilir (32).



Şekil 3.1.6. TPS de KK planı oluşturmak için Octavius fantom ile PTW 729 BT görüntüleri çekimi.



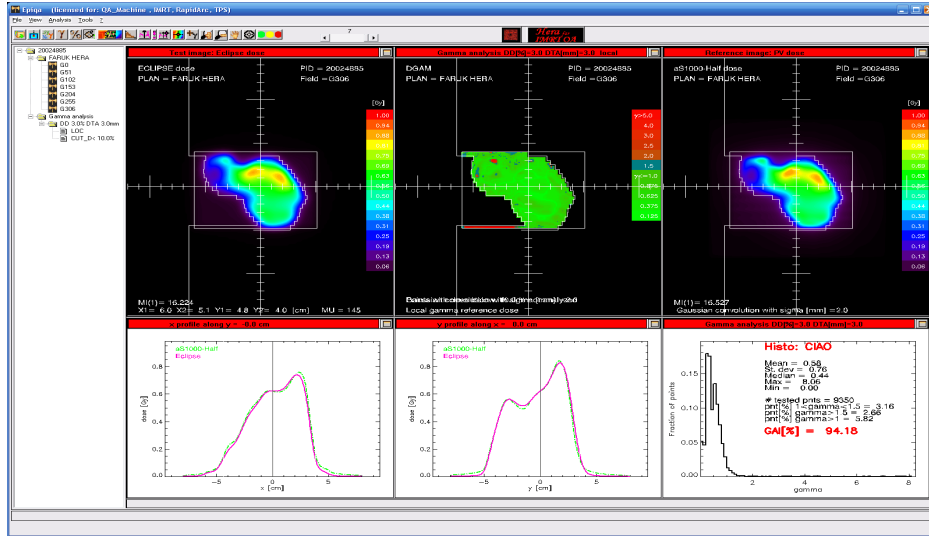
Şekil 3.1.7. TPS de KK planı hazırlamak için Octavius BT görüntüsü

3.1.7 EpiQA 2.1 yazılımı

EpiQA yazılımı EPGC ile alınan doz yoğunluk haritalarını TPS tarafından hesaplanan referans doz yoğunluk haritaları GLAaS algoritması kullanarak karşılaştırır. Dozimetrik bir görüntünün doz yoğunluk haritasına çevirilmesi EPGC nin foton akısına karşı olan cevabının bilinmesi ile mümkündür. EPGC nin foton akısına karşı lineeritesinin iyi olmasına rağmen enerji bağımlılığı göstermektedir, bu durum EPGC nin ÇYK geçirgenlik dozu ile primer foton akısına karşı farklı cevap vermesine neden olur. EpiQA, EPGC nin enerji bağımlılığını hesaba katan kalibrasyon işlemi ile bu sorunu çözmektedir. Farklı alan büyüklüklerinde alınan açık alan ve ÇYK ile kapalı alan ölçümlerinin output tablosu ile algoritma konfigürasyonuna yüklenmesi gerekir. GLAaS EPGC nin her pikseli için ampirik olarak elde edilmiş data takımı ile kalibrasyon faktörlerini türetmektedir böylece TPS den bağımsız şekilde cihaz performansı test edilir (35). EpiQA dört farklı modüle sahiptir.

3.1.7.1 Hera YART KK modülü

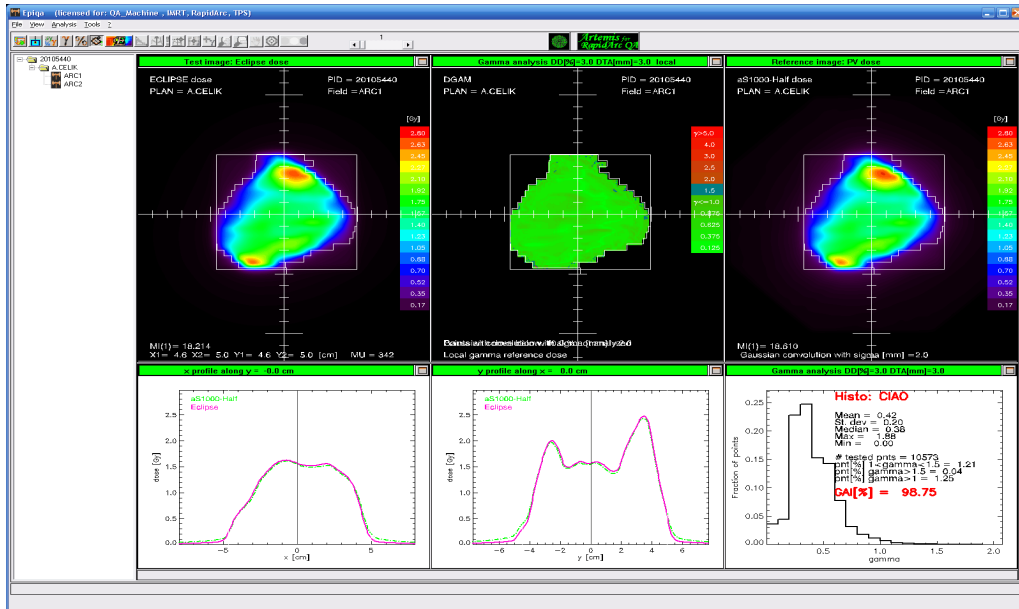
Statik ve dinamik YART hasta bazlı KK yapmak için tasarlanmıştır. Bu modül doz farkı, gama analizi, CIAO modu ve kullanıcı tanımlı analiz alanı seçme imkanı sağlamaktadır (19).



Şekil 3.1.8. Hera YART KK modülü

3.1.7.2 Artemis VAT KK modülü

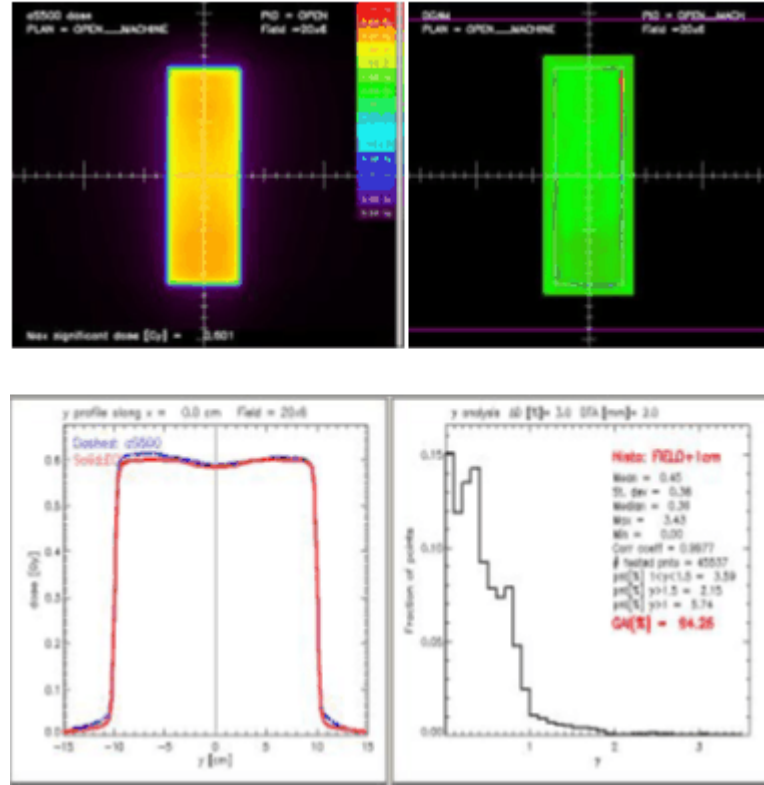
Artemis tedavi öncesi TPS de hesaplanmış referans doz yoğunluk haritası ile EPGC ye ışınlanmış toplam ark ile ölçülen doz yoğunluk haritasını karşılaştırır bunun yanı sıra bu modülde VAT KK testleride yapılabilir. Hera modülündeki analiz modlarına sahiptir (19).



Şekil 3.1.9. Artemis VAT KK modülü

3.1.7.3 Athena linear hızlandırıcı KK modülü

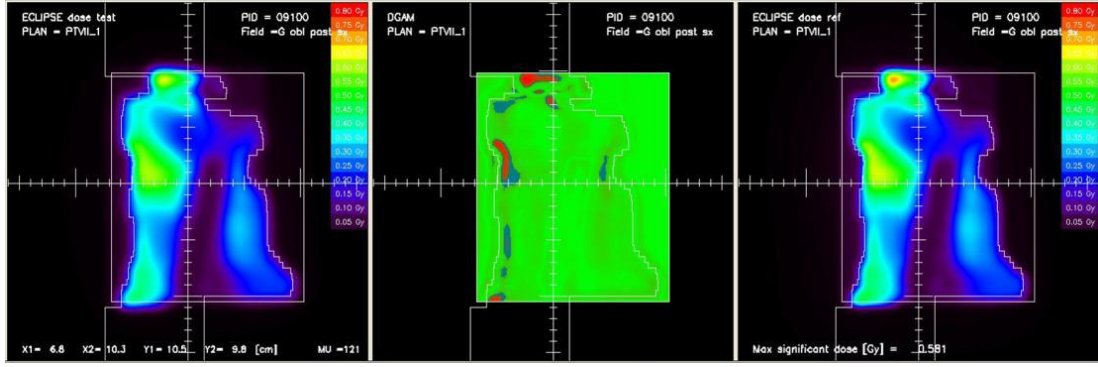
Athena modülü simetri, flatness, output faktörleri, kama filtre açıları ve faktörleri ölçmede kullanılır. Build-up fantom kullanarak demet enerjisi kontrol edilebilir (19).



Şekil 3.1.10. Athena modülü ile Hesaplanan ve ölçülen açık alan karşılaştırması

3.1.7.4 Hermes TPS KK modülü

Hermes modülü farklı doz hesaplama algoritmalarının karşılaştırılmasında kullanılan bir modüldür (35).



Şekil 3.1.11. Farklı doz hesaplama algoritmaları ile hesaplanmış doz yoğunluk haritalarının karşılaştırılması.

3.1.8 Siemens Flash BT cihazı

Siemens SOMATOM Definition Flash bilgisayarlı tomografi cihazı 70, 80, 100 ve 120 kV seviyelerinde çalışabilen çift kaynağa sahiptir. Maksimum tarama hızı 458mm/s ve gantri açıklığı 78 cm dir (şekil 3.1.12.) 0.33mm uzaysal çözünürlüğü ile yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edebilmektedir (36).



Şekil 3.1.12. Siemens Flash BT cihazı

3.2 Yöntem

3.2.1 Hasta Planlarının Özellikleri

Çalışmada, kliniğimizde VAT tekniği ile tedavi edilmiş 10 adet prostat, 11 adet baş boyun, 2 adet beyin 3 adet rektum ve 5 adet serviks kanseri hastasına ait tedavi planları kullanıldı.

Plan özellikleri açısından hastalar incelendiğinde, VAT tekniği ile tedavi edilen grupta sadece 2 hastada bir, diğerlerinde 2 tam rotasyonlu ark kullanıldı. VAT planlamalarında arklarda çok yapraklı kolimatörlerin sızıntı etkisinin azaltılması amacıyla 45 derecelik kolimatör rotasyonu kullanıldı ve 2 arklı grupta etkinin daha fazla azaltılması için arklardan birisinde 45, diğerinde 315'lik rotasyon verildi.

Planlama optimizasyonu sırasında, herbir hasta için en iyi doz dağılımının elde edilebilmesi amacıyla, klinikte farklı hastalık grupları için belirlenmiş referans değerlere göre her hastaya özel uygun doz kriterleri ve optimizasyon ağırlık değerleri kullanıldı.

Planlar, hedef hacmin %95'i, verilmek istenen dozun %100'ünü alacak şekilde normalize edildi.

3.2.2 Ölçümler öncesi yapılan KK testleri

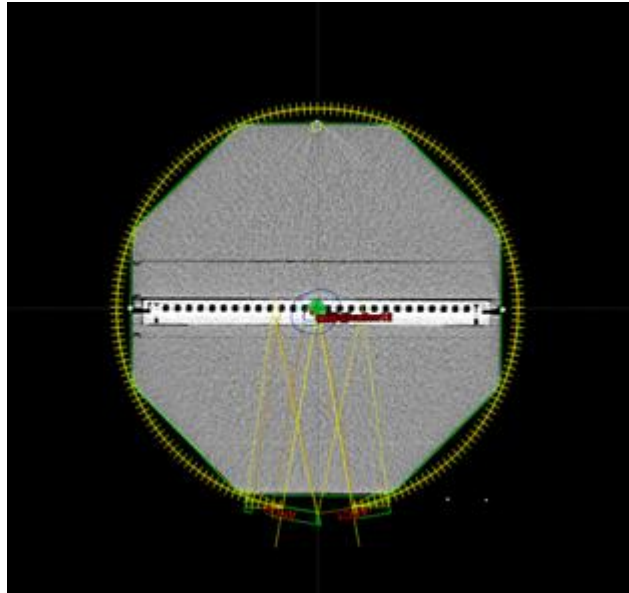
Ölçümler öncesinde Varian DHX lineer hızlandırıcının mekanik kalite kontrolleri AAPM TG-40 protokolüne göre yapıldı ve incelenen parametrelerin toleranslar dahilinde olduğu görüldü. Cihazın dozimetrik kontrolleri IAEA TRS-398 absorbe doz protokolüne göre kalibrasyonu yapılmış silindirik iyon odası ile 6MV foton enerjisinin doz verim kontrolü yapılmış ve sonuçların tolerans dahilinde olduğu görülmüştür. Mekanik ve dozimetrik KK ardından bölüm 2.5 de anlatılan VAT KK testleri EPGC kullanılarak ışınlanmış, elde edilen görüntüler EpiQA yazılımının artemis modülünde değerlendirilerek CYK ların mekanik KK leri tamamlanmıştır.

EPGC'nin dozimetrik ölçüm ve değerlendirme amaçlı olarak kullanılabilmesi için gerekli olan dark field, flood field ve absolute CU kalibrasyonları ölçümlerden önce kontrol edilmiştir.

Her KK ölçüm gününde o güne ait cihazın dozimetrik performansının ölçümlere etkisini dikkate almak için hem PTW 729 ile ölçümlerde hem de EPGC ile ölçümlerde referans şartlarda ölçüm alındı. EpiQA yazılımında cihazın ışınlama verimi otomatik olarak ölçüm değerlerine yansıtılırken, VeriSoft yazılımında bir düzeltme faktörü olarak kullanıcı tarafından girildi.

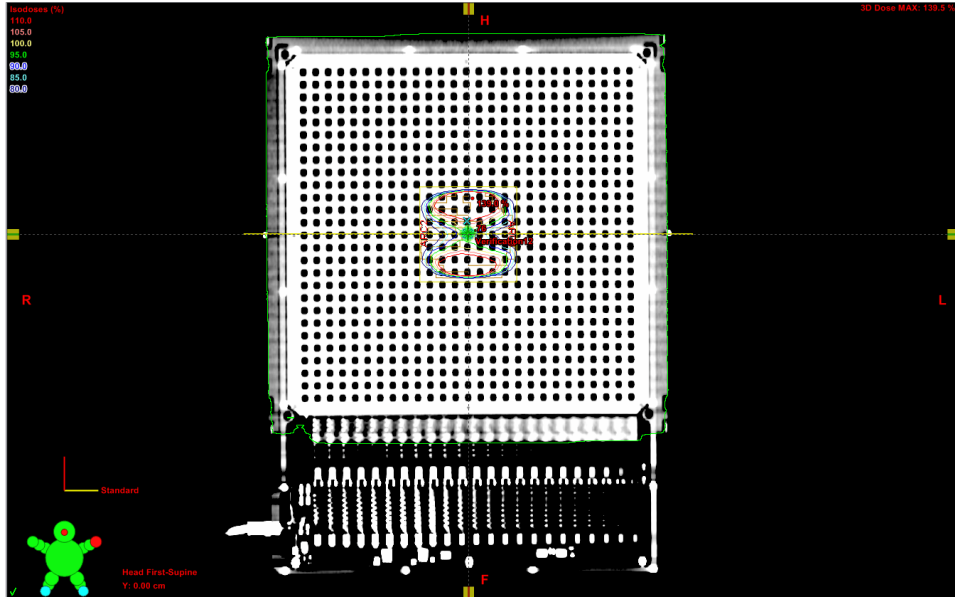
3.2.3 Octavius Fantom ile KK ölçümleri

BT çekimi için PTW 729 ölçüm cihazı Octavius fantoma yerleştirilip 2mm kesit aralıklarıyla tarandı. Octavius fantomu üzerindeki referans çizgiler BT lazerleri ile eşleştirilerek pozisyonlandı. Hastalar için yapılmış tedavi planları tek fraksiyonluk KK planı olarak Octavius BT kesitlerine aktarıldı. Bütün planlara ait arklar için PTW 729 un merkezindeki iyon odası üzerine izomerkez gelecek şekilde ve SSD 84 cm de KK hesaplamaları yapıldı. (şekil 3.2.1.) Her ark için referans doz yoğunluk haritaları izomerkez düzleminde koronal kesitten elde edildi. Bu referans doz haritaları yazılımın kullanıcı klavuzunda belirtildiği gibi 0,106x0,160cm'lik çözünürlükte sistemden alınarak kullanıldı. (37) (şekil 3.2.2.)



Şekil 3.2.1. Octavius fantomda hesaplatılmış KK planı

Oluşturulan planlar aria network sistemi kullanılarak Varian DHX lineer hızlandırıcıda KK planlarında hesaplama yapılan geometriye uygun olarak ışınıldı.



Şekil 3.2.2. Octavius fantomda hesaplatılan referans doz düzlemi

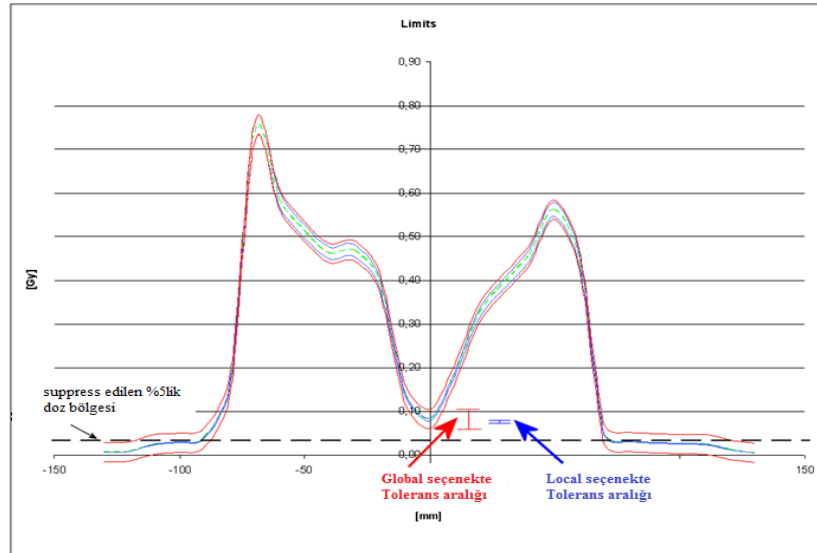
3.2.4 EpiQA yazılımı ile KK ölçümleri

Tedavi planları her ark için TPS de oluşturulmuş homojen fantoma aktarıldı ve KCM 98,5 cm seçildi. GlaAS algoritmasının kullanımında EpiQA yazılımı farklı geometrilere konfigürasyon yapma olanağı sunar. Kliniğimizde mix setupa göre konfigürasyon yapıldı. Buna göre KK planları $SSD = 100\text{cm} - d_{\text{max}}$ olacak şekilde hesaplama yapıldı. d_{max} derinliğindeki izomerkez düzleminden EpiQA yazılımının kullanıcı klavuzunda belirtildiği gibi çözünürlüğü $0.125\text{ cm} \times 0.125\text{ cm}$ olacak şekilde TPS den alındı (şekil 3.2.3). Bu referans doz haritası EPGC'nda kaynak dedektör mesafesi 100cm 'de alınan ölçüm ile karşılaştırılarak analiz edildi (şekil 3.2.3) (19).

3.2.5 VeriSoft ve EpiQA yazılımında kullanılan parametreler

VAT planlarının KK amaçlı karşılaştırmasında VeriSoft ve EpiQA yazılımlarının gama analizi seçeneği kullanıldı. Gama analizinde kullanılan DTA ve %DD parametreleri için 3mm ve %3 değerlerine göre hesaplama yapıldı (38). Analizler sonucunda 1'den küçük gamaların %95'ten fazla olması durumunda alanın KK sonucu ideal, %95-90 aralığında olması durumunda kabul edilebilir ve %90'dan küçük olması durumunda ret olarak değerlendirildi.

Her iki yazılımda gama analizi sonucunu etkileyecek parametreler bulunmaktadır. Ölçülen ve hesaplanan doz yoğunluk haritalarının karşılaştırılmasında lokal ve global analiz kullanılmaktadır. Lokal seçenek ölçüm sistemi üzerindeki tüm pikseller ile referans doz haritasını gama analizi kullanarak karşılaştırmaktadır. Tedavi alanı dışında ÇYK hareketlerinin doğruluğu önem arz etmediğinden saçılmalar nedeni ile ölçülen düşük doz bölgesi gama analizinden çıkarılabilir. Global seçenek lokal seçeneğe göre gama analizinin doz farkı bileşeninde daha geniş tolerans sağlamakta (Şekil 3.2.5) böylece düşük doz bölgesi gama analizinde yer almamaktadır. Çalışmada lokal ve global analiz sonuçlarının karşılaştırılmasında düşük dozların filtrelenmesi sabit tutuldu.



Şekil 3.2.5. Global ve lokal seçeneklerin tolerans aralığı

Gama analizinde kullanılan diğer bir parametre düşük doz bölgesinin filtre edilmesi ve edilmemesi durumları filtre etkisinin net şekilde görülmesi için lokal seçenekte incelendi. EpiQA ve VeriSoft yazılımlarında karşılaştırmalar yapıldı. Düşük doz bölgesinin hesaplama dışı bırakıldığı durumlarda, doz yoğunluk haritasındaki maksimum doz değerinin %10 u filtre değeri olarak seçildi.

Alınan ölçümler, KK yazılımlarının her ikisi için de hem lokal hem de global seçeneklere göre analiz edildi.

Kalite kontrol amaçlı olarak kullanılan iki sistemin birbiri ile karşılaştırılmasında, gama analizlerinde global seçilmiş ve düşük doz değerleri maksimum değerin %10 una kadar filtrelenmiştir.

4. BULGULAR

4.1 VAT Planlarının Hasta Bazlı KK Amaçlı Gama Analizinde Düşük Dozların Etkisi

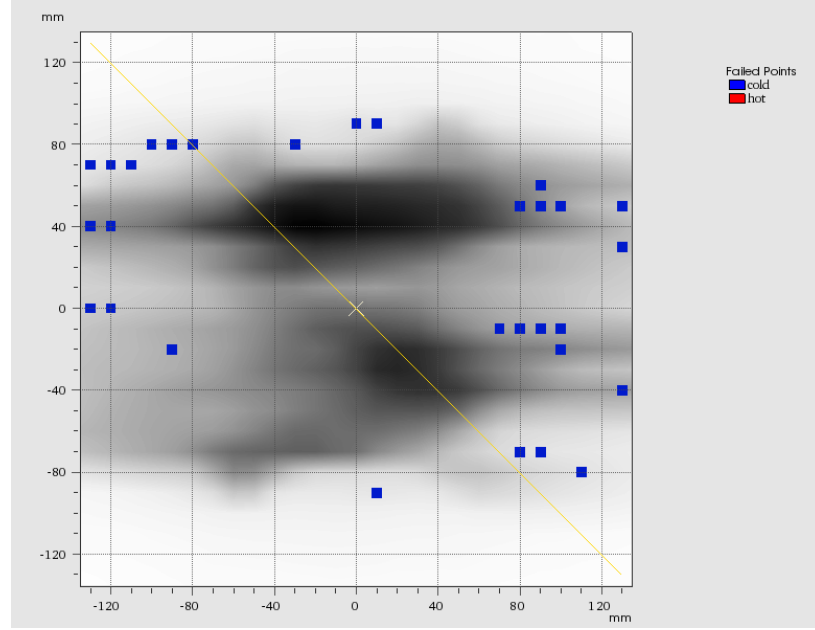
32 hastaya ait toplam 62 arkdan oluşan planların KK ölçümlerinde iki farklı yazılımın düşük dozun (%10 luk izodoz bölgesi) filtrelenmesi ve filtrelenmemesi durumunun analiz sonuçlarındaki etkisi ayrı ayrı aşağıdaki tablolardaki gibidir:

Tablo 4.1.1. VeriSoft yazılımında düşük dozun filtrelendiği ve filtrelenmediği durumlara ait gama analizi sonuçları (1’den küçük gama %’leri olarak verildi)

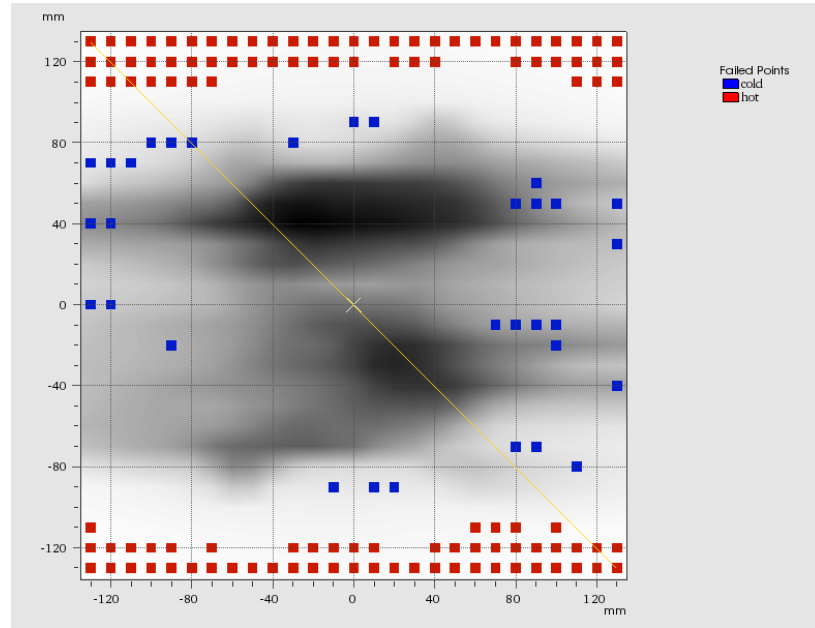
| VeriSoft | Ark Numarası | Filtre edilmemiş | Filtrelenmiş (% 10) |
|----------|--------------|------------------|-----------------------|
| Hasta 1 | Arc 1 | 95,6 | 95,7 |
| | Arc 2 | 95,8 | 96,7 |
| Hasta 2 | Arc 1 | 92,4 | 98,1 |
| | Arc 2 | 84 | 96,7 |
| Hasta 3 | Arc 1 | 87,7 | 98,4 |
| Hasta 4 | Arc 1 | 67 | 95,4 |
| | Arc 2 | 54 | 98,7 |
| Hasta 5 | Arc 1 | 92,6 | 99,5 |
| Hasta 6 | Arc 1 | 96,3 | 95,9 |
| | Arc 2 | 91,4 | 98 |
| Hasta 7 | Arc 1 | 75,5 | 90,9 |
| | Arc 2 | 95,9 | 95 |
| Hasta 8 | Arc 1 | 95,3 | 97,9 |
| | Arc 2 | 96,9 | 95,9 |
| Hasta 9 | Arc 1 | 95,1 | 91,8 |
| | Arc 2 | 90,1 | 98,2 |
| Hasta 10 | Arc 1 | 82,7 | 97,3 |
| | Arc 2 | 87,7 | 97,4 |
| Hasta 11 | Arc 1 | 95,3 | 93,7 |
| | Arc 2 | 95,3 | 92,8 |
| Hasta 12 | Arc 1 | 93,2 | 97,5 |
| | Arc 2 | 98,1 | 98,3 |
| Hasta 13 | Arc 1 | 94,4 | 95,8 |
| | Arc 2 | 90,3 | 94,8 |
| Hasta 14 | Arc 1 | 86,6 | 95,1 |
| | Arc 2 | 89,8 | 90,5 |
| Hasta 15 | Arc 1 | 88,6 | 96,7 |
| | Arc 2 | 88,8 | 92,1 |

| | | | |
|----------|-------|------|------|
| Hasta 16 | Arc 1 | 99,2 | 98,7 |
| | Arc 2 | 95,7 | 90,6 |
| Hasta 17 | Arc 1 | 93,4 | 93 |
| | Arc 2 | 94,6 | 96,5 |
| Hasta 18 | Arc 1 | 95,5 | 98,2 |
| | Arc 2 | 94,1 | 95,1 |
| Hasta 19 | Arc 1 | 93,3 | 95,7 |
| | Arc 2 | 96,4 | 94,1 |
| Hasta 20 | Arc 1 | 96,5 | 97,3 |
| | Arc 2 | 96,3 | 95,4 |
| Hasta 21 | Arc 1 | 95,8 | 95,6 |
| | Arc 2 | 89,5 | 81,7 |
| Hasta 22 | Arc 1 | 93,2 | 93,7 |
| | Arc 2 | 92,6 | 94 |
| Hasta 23 | Arc 1 | 93,4 | 94 |
| | Arc 2 | 93,9 | 94,5 |
| Hasta 24 | Arc 1 | 92,5 | 95 |
| | Arc 2 | 93,2 | 97,2 |
| Hasta 25 | Arc 1 | 95,7 | 94,6 |
| | Arc 2 | 98 | 97,9 |
| Hasta 26 | Arc 1 | 95,1 | 90,8 |
| | Arc 2 | 98 | 96,4 |
| Hasta 27 | Arc 1 | 92,2 | 98,5 |
| | Arc 2 | 90,1 | 95,4 |
| Hasta 28 | Arc 1 | 89,5 | 96,5 |
| | Arc 2 | 93,8 | 95,6 |
| Hasta 29 | Arc 1 | 97,3 | 98,5 |
| | Arc 2 | 95,5 | 97,4 |
| Hasta 30 | Arc 1 | 96,3 | 92,5 |
| | Arc 2 | 96,3 | 99,3 |
| Hasta 31 | Arc 1 | 95,8 | 94,6 |
| | Arc 2 | 99,4 | 98 |
| Hasta 32 | Arc 1 | 95,7 | 95,8 |
| | Arc 2 | 95,9 | 96,7 |
| Ortalama | | 92,3 | 95,5 |

Düşük doz bölgesi filtre edilmemiş gama analizi sonuçlarında 13 ark kabul kriterini sağlamazken 18 ark kabul edilebilir ve 31 ark ideal sonuç vermiştir. Filtre edilmiş gama analizi sonuçlarında 1 ark kabul kriterini sağlamazken 20 ark kabul edilebilir ve 41 ark ideal sonuç vermiştir.



Şekil 4.1.1. Lokal seçenekte düşük doz bölgesi filtrelenmiş verisoft analizi

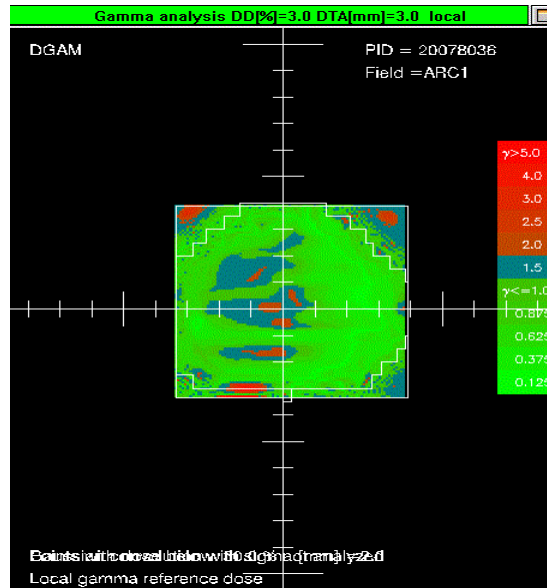


Şekil 4.1.2. Lokal seçenekte düşük doz bölgesi filtrelenmemiş verisoft analizi

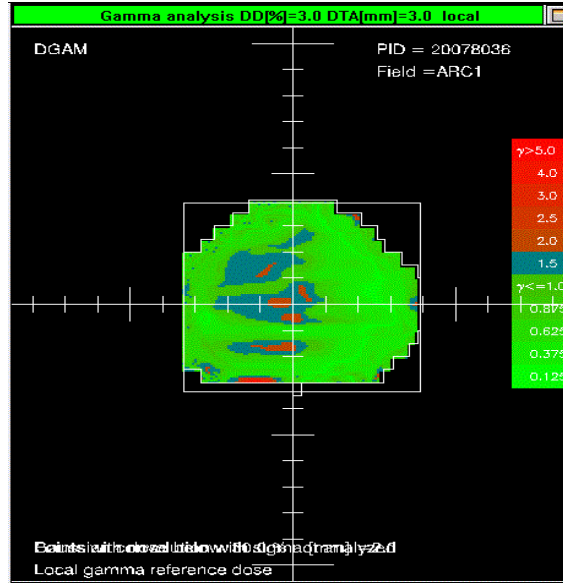
Tablo 4.1.2. EpiQA yazılımında düşük dozun filtrelendiği ve filtrelenmediği durumlara ait gama analizi sonuçları (1'den küçük gama %'leri olarak verildi)

| EpiQA | Ark | |
|----------|----------|--|
| | Numarası | Filtre edilmemiş Filtrelenmiş (% 10) |
| Hasta 1 | Arc 1 | 97,9 97,91 |
| | Arc 2 | 98,6 98,69 |
| Hasta 2 | Arc 1 | 97,74 97,79 |
| | Arc 2 | 98,14 98,35 |
| Hasta 3 | Arc 1 | 88,38 95,2 |
| | Arc 2 | 80,63 91,78 |
| Hasta 4 | Arc 1 | 87,99 86,37 |
| | Arc 2 | 91,81 95,41 |
| Hasta 5 | Arc 1 | 96,71 96,78 |
| | Arc 2 | 98,07 98,11 |
| Hasta 6 | Arc 1 | 87,24 98,14 |
| | Arc 2 | 95,42 97,98 |
| Hasta 7 | Arc 1 | 98,14 99,31 |
| | Arc 2 | 97,99 98,58 |
| Hasta 8 | Arc 1 | 95,65 95,65 |
| | Arc 2 | 94,86 95,06 |
| Hasta 9 | Arc 1 | 93,96 93,96 |
| | Arc 2 | 97,35 97,35 |
| Hasta 10 | Arc 1 | 91,99 91,99 |
| | Arc 2 | 95,84 95,84 |
| Hasta 11 | Arc 1 | 93,54 93,54 |
| | Arc 2 | 92,64 92,64 |
| Hasta 12 | Arc 1 | 93,84 93,84 |
| | Arc 2 | 95,53 95,53 |
| Hasta 13 | Arc 1 | 91,87 93,7 |
| | Arc 2 | 91,98 93,64 |
| Hasta 14 | Arc 1 | 96,56 96,56 |
| | Arc 2 | 95,9 95,9 |
| Hasta 15 | Arc 1 | 96,06 96,06 |
| | Arc 2 | 95,66 95,66 |
| Hasta 16 | Arc 1 | 95,68 96,06 |
| | Arc 2 | 95,14 95,14 |
| Hasta 17 | Arc 1 | 95,82 95,82 |
| | Arc 2 | 94,28 94,28 |
| Hasta 18 | Arc 1 | 93,46 93,46 |
| | Arc 2 | 94,12 94,12 |
| Hasta 19 | Arc 1 | 87,92 88,08 |
| | Arc 2 | 89,59 91,46 |
| Hasta 20 | Arc 1 | 96,86 96,86 |
| | Arc 2 | 96,05 96,05 |
| Hasta 21 | Arc 1 | |
| | Arc 2 | |

| | | | |
|-----------------|-------|-------------|-------------|
| Hasta 22 | Arc 1 | 80,5 | 86,46 |
| | Arc 2 | 83,94 | 88,97 |
| Hasta 23 | Arc 1 | 86,01 | 86,01 |
| | Arc 2 | 84,1 | 84,1 |
| Hasta 24 | Arc 1 | 95,32 | 95,32 |
| | Arc 2 | 94,83 | 94,83 |
| Hasta 25 | Arc 1 | 90,8 | 90,8 |
| | Arc 2 | 92,82 | 92,82 |
| Hasta 26 | Arc 1 | 97,11 | 97,11 |
| | Arc 2 | 96,11 | 96,11 |
| Hasta 27 | Arc 1 | 94,78 | 94,78 |
| | Arc 2 | 94,3 | 94,3 |
| Hasta 28 | Arc 1 | 94,12 | 94,12 |
| | Arc 2 | 94,33 | 94,33 |
| Hasta 29 | Arc 1 | 98,39 | 98,39 |
| | Arc 2 | 96,17 | 96,17 |
| Hasta 30 | Arc 1 | 90,93 | 92,3 |
| | Arc 2 | 92,51 | 93,55 |
| Hasta 31 | Arc 1 | 94,02 | 94,02 |
| | Arc 2 | 96,66 | 96,66 |
| Hasta 32 | Arc 1 | 97,03 | 97,03 |
| | Arc 2 | 97,58 | 97,58 |
| Ortalama | | 93,7 | 94,6 |



Şekil 4.1.3. Lokal seçenekte düşük doz bölgesi filtrelenmemiş EpiQA analizi



Şekil 4.1.4. Lokal seçenekte düşük doz bölgesi filtrelenmiş EpiQA analizi

Düşük doz bölgesi filtre edilmemiş gama analizi sonuçlarında 10 ark kabul kriterini sağlamazken 22 ark kabul edilebilir ve 30 ark ideal sonuç vermiştir. Filtre edilmiş gama analizi sonuçlarında 6 ark kabul kriterini sağlamazken 22 ark kabul edilebilir ve 34 ark ideal sonuç vermiştir.

4.2 VAT Planlarının Hasta Bazlı KK Amaçlı Gama Analizinde Lokal ve Global Analiz Etkisi

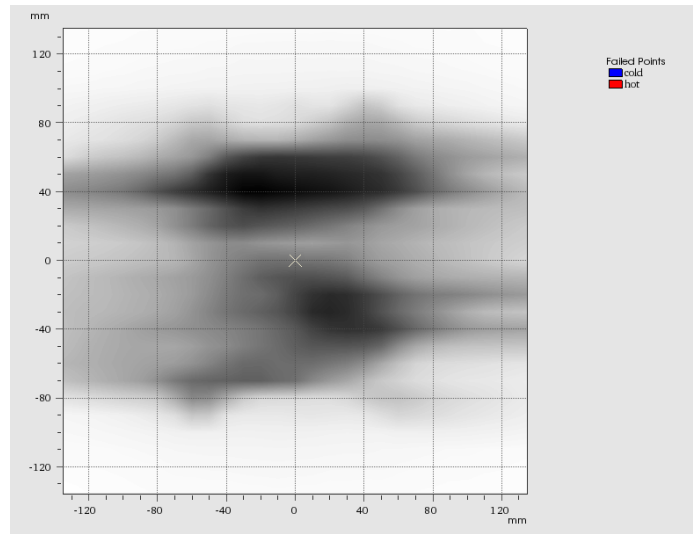
32 hastaya ait 62 ark planının KK ölçümlerinde iki farklı yazılımın lokal ve global seçenekteki analiz sonuçları ayrı ayrı aşağıdaki tablolardaki gibidir:

Tablo 4.2.1. VeriSoft yazılımında global ve lokal seçenekler için gama analizi sonuçları (1'den küçük gama %'leri olarak verildi)

| VeriSoft | Ark Numarası | Lokal | Global |
|----------|--------------|-------|--------|
| Hasta 1 | Arc 1 | 95,7 | 100 |
| | Arc 2 | 96,7 | 100 |
| Hasta 2 | Arc 1 | 98,1 | 100 |
| | Arc 2 | 96,7 | 97,5 |
| Hasta 3 | Arc 1 | 98,4 | 99 |
| Hasta 4 | Arc 1 | 95,4 | 99,1 |
| | Arc 2 | 98,7 | 100 |
| Hasta 5 | Arc 1 | 99,5 | 100 |

| | | | |
|----------|-------|------|------|
| Hasta 6 | Arc 1 | 95,9 | 97,5 |
| | Arc 2 | 98 | 99,5 |
| Hasta 7 | Arc 1 | 90,9 | 100 |
| | Arc 2 | 95 | 100 |
| Hasta 8 | Arc 1 | 97,9 | 100 |
| | Arc 2 | 95,9 | 96,9 |
| Hasta 9 | Arc 1 | 91,8 | 96,4 |
| | Arc 2 | 98,2 | 99,6 |
| Hasta 10 | Arc 1 | 97,3 | 100 |
| | Arc 2 | 97,4 | 99,5 |
| Hasta 11 | Arc 1 | 93,7 | 100 |
| | Arc 2 | 92,8 | 99,8 |
| Hasta 12 | Arc 1 | 97,5 | 100 |
| | Arc 2 | 98,3 | 100 |
| Hasta 13 | Arc 1 | 95,8 | 100 |
| | Arc 2 | 94,8 | 99,5 |
| Hasta 14 | Arc 1 | 95,1 | 98,9 |
| | Arc 2 | 90,5 | 98,7 |
| Hasta 15 | Arc 1 | 96,7 | 100 |
| | Arc 2 | 92,1 | 96,7 |
| Hasta 16 | Arc 1 | 98,7 | 99,5 |
| | Arc 2 | 90,6 | 94,4 |
| Hasta 17 | Arc 1 | 93 | 97,2 |
| | Arc 2 | 96,5 | 98,9 |
| Hasta 18 | Arc 1 | 98,2 | 100 |
| | Arc 2 | 95,1 | 99,1 |
| Hasta 19 | Arc 1 | 95,7 | 98,5 |
| | Arc 2 | 94,1 | 100 |
| Hasta 20 | Arc 1 | 97,3 | 100 |
| | Arc 2 | 95,4 | 100 |
| Hasta 21 | Arc 1 | 95,6 | 100 |
| | Arc 2 | 81,7 | 95,9 |
| Hasta 22 | Arc 1 | 93,7 | 100 |
| | Arc 2 | 94 | 98,4 |
| Hasta 23 | Arc 1 | 94 | 100 |
| | Arc 2 | 94,5 | 99,7 |
| Hasta 24 | Arc 1 | 95 | 97 |
| | Arc 2 | 97,2 | 99 |
| Hasta 25 | Arc 1 | 94,6 | 98,4 |
| | Arc 2 | 97,9 | 99,1 |
| Hasta 26 | Arc 1 | 90,8 | 96,7 |
| | Arc 2 | 96,4 | 99,2 |
| Hasta 27 | Arc 1 | 98,5 | 99,4 |
| | Arc 2 | 95,4 | 98,9 |

| | | | |
|----------|-------|------|------|
| Hasta 28 | Arc 1 | 96,5 | 100 |
| | Arc 2 | 95,6 | 98,7 |
| Hasta 29 | Arc 1 | 98,5 | 100 |
| | Arc 2 | 97,4 | 99,3 |
| Hasta 30 | Arc 1 | 92,5 | 96,4 |
| | Arc 2 | 99,3 | 99,5 |
| Hasta 31 | Arc 1 | 94,6 | 99,6 |
| | Arc 2 | 98 | 99,8 |
| Hasta 32 | Arc 1 | 95,8 | 100 |
| | Arc 2 | 96,7 | 100 |
| Ortalama | | 95,5 | 99,1 |



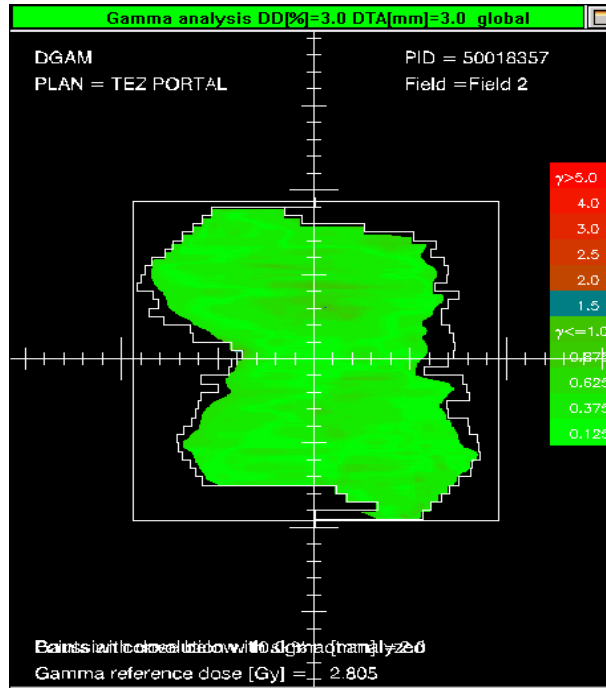
Şekil 4.2.1. Global seçenekte verisoft analizi

Lokal ve global seçenek etkisi analiz edildiğinde lokal seçenekte 1 ark kabul kriterini sağlamazken 20 ark kabul edilebilir ve 41 ark ideal sonuç vermiştir. Global seçenek sonuçlarında 1 ark kabul edilebilir ve 61 ark ideal sonuç vermiştir.

Tablo 4.2.2. EpiQA yazılımında global ve lokal seçenekler için gama analizi sonuçları (1'den küçük gama %'leri olarak verildi)

| EpiQA | Ark | | Global |
|----------|----------|-------|--------|
| | Numarası | Lokal | |
| Hasta 1 | Arc 1 | 97,91 | 99,86 |
| | Arc 2 | 98,69 | 99,4 |
| Hasta 2 | Arc 1 | 97,79 | 99,36 |
| | Arc 2 | 98,35 | 99,97 |
| Hasta 3 | Arc 1 | 95,2 | 95,5 |
| | Arc 1 | 91,78 | 97,74 |
| Hasta 4 | Arc 2 | 86,37 | 91,82 |
| | Arc 1 | 95,41 | 94,32 |
| Hasta 5 | Arc 1 | 96,78 | 99,08 |
| | Arc 2 | 98,11 | 99,97 |
| Hasta 6 | Arc 1 | 98,14 | 99,51 |
| | Arc 2 | 97,98 | 99,29 |
| Hasta 7 | Arc 1 | 99,31 | 99,56 |
| | Arc 2 | 98,58 | 99,02 |
| Hasta 8 | Arc 1 | 95,65 | 97,7 |
| | Arc 2 | 95,06 | 96,97 |
| Hasta 9 | Arc 1 | 93,96 | 95,76 |
| | Arc 2 | 97,35 | 99,36 |
| Hasta 10 | Arc 1 | 91,99 | 97,91 |
| | Arc 2 | 95,84 | 99,78 |
| Hasta 11 | Arc 1 | 93,54 | 98,94 |
| | Arc 2 | 92,64 | 99,11 |
| Hasta 12 | Arc 1 | 93,84 | 99 |
| | Arc 2 | 95,53 | 99,66 |
| Hasta 13 | Arc 1 | 93,7 | 98,88 |
| | Arc 2 | 93,64 | 98,65 |
| Hasta 14 | Arc 1 | 96,56 | 99,55 |
| | Arc 2 | 95,9 | 99,27 |
| Hasta 15 | Arc 1 | 96,06 | 98,38 |
| | Arc 2 | 95,66 | 98,79 |
| Hasta 16 | Arc 1 | 96,06 | 99,59 |
| | Arc 2 | 95,14 | 99,59 |
| Hasta 17 | Arc 1 | 95,82 | 98,66 |
| | Arc 2 | 94,28 | 98,77 |
| Hasta 18 | Arc 1 | 93,46 | 98,88 |
| | Arc 2 | 94,12 | 99,39 |
| Hasta 19 | Arc 1 | 88,08 | 98,66 |
| | Arc 2 | 91,46 | 99,17 |
| Hasta 20 | Arc 1 | 96,86 | 99,41 |
| | Arc 2 | 96,05 | 99,17 |
| Hasta 21 | Arc 1 | | |
| | Arc 2 | | |

| | | | |
|----------|-------|-------|-------|
| Hasta | Arc 1 | 86,46 | 91,98 |
| 22 | Arc 2 | 88,97 | 93,94 |
| Hasta | Arc 1 | 86,01 | 97,02 |
| 23 | Arc 2 | 84,1 | 94,56 |
| Hasta | Arc 1 | 95,32 | 99,32 |
| 24 | Arc 2 | 94,83 | 99,24 |
| Hasta | Arc 1 | 90,8 | 94,22 |
| 25 | Arc 2 | 92,82 | 96,06 |
| Hasta | Arc 1 | 97,11 | 99,24 |
| 26 | Arc 2 | 96,11 | 99,39 |
| Hasta | Arc 1 | 94,78 | 99,53 |
| 27 | Arc 2 | 94,3 | 99,44 |
| Hasta | Arc 1 | 94,12 | 97,98 |
| 28 | Arc 2 | 94,33 | 98,29 |
| Hasta | Arc 1 | 98,39 | 99,89 |
| 29 | Arc 2 | 96,17 | 99,5 |
| Hasta | Arc 1 | 92,3 | 97,08 |
| 30 | Arc 2 | 93,55 | 97,35 |
| Hasta | Arc 1 | 94,02 | 99,36 |
| 31 | Arc 2 | 96,66 | 98,31 |
| Hasta | Arc 1 | 97,03 | 99,3 |
| 32 | Arc 2 | 97,58 | 99,18 |
| ortalama | | 94,6 | 98,3 |



Şekil 4.2.2. Global seçenekte EpiQA analizi

Lokal global seçenek etkisi analiz edildiğinde lokal seçenekte 6 ark kabul kriterini sağlamazken 23 ark kabul edilebilir ve 33 ark ideal sonuç vermiştir. Global seçenek sonuçlarında 6 ark kabul edilebilir ve 56 ark ideal sonuç vermiştir.

4.3 VAT Planlarının Hasta Bazlı KK'ünde Farklı Sistemlerin Karşılaştırılması

Hastalara ait kalite kontrollerin farklı iki sistem için karşılaştırılmasında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Tablo 4.3.1. İki farklı sistemin Kalite Kontrol sonuçlarının gama analizi ile karşılaştırma tablosu (1'den küçük gama %'leri olarak verildi)

| | Ark Numarası | Verisoft | EpiQA |
|----------|--------------|----------|-------|
| Hasta 1 | Arc 1 | 100 | 99,86 |
| | Arc 2 | 100 | 99,4 |
| Hasta 2 | Arc 1 | 100 | 99,36 |
| | Arc 2 | 97,5 | 99,97 |
| Hasta 3 | Arc 1 | 99 | 95,5 |
| | Arc 2 | 99,1 | 97,74 |
| Hasta 4 | Arc 1 | 100 | 91,82 |
| | Arc 2 | 100 | 94,32 |
| Hasta 5 | Arc 1 | 97,5 | 99,08 |
| | Arc 2 | 99,5 | 99,97 |
| Hasta 6 | Arc 1 | 100 | 99,51 |
| | Arc 2 | 100 | 99,29 |
| Hasta 7 | Arc 1 | 100 | 99,56 |
| | Arc 2 | 96,9 | 99,02 |
| Hasta 8 | Arc 1 | 96,4 | 97,7 |
| | Arc 2 | 99,6 | 96,97 |
| Hasta 9 | Arc 1 | 100 | 95,76 |
| | Arc 2 | 99,5 | 99,36 |
| Hasta 10 | Arc 1 | 100 | 97,91 |
| | Arc 2 | 99,8 | 99,78 |
| Hasta 11 | Arc 1 | 100 | 98,94 |
| | Arc 2 | 100 | 99,11 |
| Hasta 12 | Arc 1 | 100 | 99 |
| | Arc 2 | 99,5 | 99,66 |
| Hasta 13 | Arc 1 | 98,9 | 98,88 |
| | Arc 2 | 98,7 | 98,65 |
| Hasta 14 | Arc 1 | 100 | 99,55 |
| | Arc 2 | 96,7 | 99,27 |
| Hasta 15 | Arc 1 | 99,5 | 98,38 |
| | Arc 2 | 95 | 98,79 |
| Hasta 16 | Arc 1 | 97,2 | 99,59 |

| | | | |
|----------|-----------------|-------------|-------------|
| | Arc 2 | 98,9 | 99,59 |
| Hasta 18 | Arc 1 | 100 | 98,66 |
| | Arc 2 | 99,1 | 98,77 |
| Hasta 19 | Arc 1 | 98,5 | 98,88 |
| | Arc 2 | 100 | 99,39 |
| Hasta 20 | Arc 1 | 100 | 98,66 |
| | Arc 2 | 100 | 99,17 |
| Hasta 21 | Arc 1 | 100 | 99,41 |
| | Arc 2 | 95,9 | 99,17 |
| Hasta 22 | Arc 1 | 100 | 91,98 |
| | Arc 2 | 98,4 | 93,94 |
| Hasta 23 | Arc 1 | 100 | 97,02 |
| | Arc 2 | 99,7 | 95 |
| Hasta 24 | Arc 1 | 97 | 99,32 |
| | Arc 2 | 99 | 99,24 |
| Hasta 25 | Arc 1 | 98,4 | 94,22 |
| | Arc 2 | 99,1 | 96,06 |
| Hasta 26 | Arc 1 | 96,7 | 99,24 |
| | Arc 2 | 99,2 | 99,39 |
| Hasta 27 | Arc 1 | 99,4 | 99,53 |
| | Arc 2 | 98,9 | 99,44 |
| Hasta 28 | Arc 1 | 100 | 97,98 |
| | Arc 2 | 98,7 | 98,29 |
| Hasta 29 | Arc 1 | 100 | 99,89 |
| | Arc 2 | 99,3 | 99,5 |
| Hasta 30 | Arc 1 | 96,4 | 97,08 |
| | Arc 2 | 99,5 | 97,35 |
| Hasta 31 | Arc 1 | 99,6 | 99,36 |
| | Arc 2 | 99,8 | 98,31 |
| Hasta 32 | Arc 1 | 100 | 99,3 |
| | Arc 2 | 100 | 99,18 |
| | ortalama | 99,1 | 98,7 |

Verisoft sonuçlarında 1 ark kabul edilebilir 61 ark ideal sonuç vermiştir. EpiQA sonuçlarında ise 6 ark kabul edilebilir 56 ark ideal sonuç vermiştir.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

1. Çalışmada Octavius sistemi ile EpiQA sistemi hasta bazlı KK yapılmış düşük doz bölgesini filtre edilmesi, lokal ve global seçenek etkilerine göre gama analizi sonuçları incelenmiş son olarak iki sistem karşılaştırılmıştır. Octavius sisteminde düşük doz bölgesi filtre edilmiş sonuçların ortalaması %95,5 filtre edilmemiş sonuçların ortalaması ise %92,3 olarak bulunmuştur. EpiQA sisteminde ise düşük doz bölgesi filtre edilmiş gama analizi sonuçlarının ortalaması %93,7 iken filtre edilmemiş sonuçları %94,6 olarak görülmüştür. Octavius sisteminde düşük doz bölgesi filtre edilerek lokal seçenekte gama analizi sonuçları ortalaması %95,5 global seçenekte %99,1. Aynı şekilde EpiQA sisteminde lokal seçenekte %94,6 global seçenekte %98,3 olarak bulunmuştur. Bu sonuçlardan hareketle düşük doz bölgesinin filtrelenerek global seçenekte analiz yapılmasının analiz sonuçlarını ideal değere yaklaştırdığı görülmektedir.

2. Bulgular incelendiğinde genellikle alan dışında kalan bölgelerde gama analizi kabul kriterini sağlamamaktadır. Bu durumun iki nedeni olabilir: Birinci neden TPS alan dışı düşük doz bölgesi hesabında belirsizlikler içeriyor olması olabilir. Diğer bir neden ise ölçüm sistemlerinin düşük doz bölgelerindeki ölçüm hassasiyetinin düşük olmasından kaynaklanabilir. Bu yüzden filtre etme seçeneği kullanımının uygun olduğu düşünülmektedir. Gama analizinde kullanılan parametreler KK sonucunu doğrudan etkiler. Yukarıda belirtilen belirsizliklerin giderilmesi için, düşük doz bölgelerinin analiz dışında tutulması gerekmektedir. Zaten KK amacı CYK hareketinin planlama ile cihazdaki uyumunu kontrol etmektir. Bu nedenle de alan dışı bölgeler analizde yer almamalıdır.

3. Ölçüm sistemleri ve bu sistemlere ait yazılımların hesaplama farklılıkları analiz sonuçları arasında fark yaratabilmektedir. Çalışmada kullanılan iki farklı yazılımın gama analizinde kullandığı referans doz düzlemlerinin çözünürlükleri ve ölçüm sistemlerinin aktif alan içerisindeki çözünürlüklerinin farklı olmasından dolayı sonuçlar arasında fark görülebilir. Ayrıca Octavius fantom kullanılan ölçümler, ark ışınlanması boyunca iyon odası düzleminin gantriye paralel olamamasından kaynaklı geometrik belirsizlik içermektedir (32). Yani ölçümlerin açı bağımlılığı vardır. EPGC için her zaman ölçüm ve ışınlama düzlemi paraleldir. Ayrıca Octavius

fantomda ölçümlerin tüm arklar üzerinden yapılarak analiz edildiğinde açı bağımlılığı etkisinin en aza indiği görülmüştür (41,42).

4. Çalışmada ölçülen 64 arkta Octavius fantom ve VeriSoft yazılımı kullanılan KK ların hepsinde sonuçlar ideal olarak gama analizinden geçerken, EPGC ve EpiQA yazılımı kullanılan ölçümlerde 59 ark ideal, 5i kabul edilebilir olarak gama analizini sağlamıştır. Octavius sisteminin düşük doz bölgesi filtrelenerek global seçenekte yapılan gama analizinde sonuçların ortalaması %99,1 EpiQA için %98,7 olarak bulunmuştur. Benzer şekilde Chandraraj ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada VMAT planlarının hasta bazlı KK lerini EDR 2 film dozimetri, IBA P'MatriXX, PTW 729 ve Delta⁴ dozimetrik sistemleri ile yaparak sonuçlarını karşılaştırmış ve bu dört dozimetrik sistem alternatif olarak kullanılabilceği sonucuna ulaşmışlardır (40). Bu sonuçlardan hareketle her iki dozimetrik sisteminde KK kapsamında güvenle kullanılabilceği sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Boyer, L.E., Butler, B.E., DiPetrillo, T.A.. Intensity Modulated Radiotherapy: Current Status and Issues of Interest. *Radiotherapy and Onchology*, 2001, 51, 880-914.
2. Bakhtiari, M., Kumaraswamy, L. Using an EPID for Patient-specific VMAT Quality Assurance. *Med. Phys.*, 2011, 38, 1366-1373
3. Zhang, P., Happerset, L. Volumetric Modulated Arc Therapy: Planning and Evaluation for Prostate Cancer Cases. *Radiotherapy and Onchology*, 2010, 76, 1456-1462
4. Webb, S. The Physical Basis of IMRT and Inverse Planning. *The British Journal of Radiology*, 2010, 76, 678-689
5. Meyer J.L., editör IMRT, IGRT, SBRT *Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy*. Karger, 2007
6. Bortfeld T, Burkelbach D. Methods of image reconstruction from projection applied to conformation radiotherapy. *PMB*, 1990, 35, 1423-1434.
7. Khan, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. Third Edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2003
8. Mundt, A.J., Roeske J.C. *Intensity Modulated Radiation Therapy A Clinical Perspective*. Hamilton, USA: BC Decker Inc, 2005
9. Khan, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. Fourth Edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2010
10. Webb, S. *Intensity Modulated Radiotherapy*. Institute Physics Publishing, 2001
11. Webb, S. ve McQuaid, D. Some considerations concerning volume-modulated arc therapy: a stepping stone towards a general theory. *Phys. Med. Biol.*, 2009, 54, 4345-4360

12. Chandraraj, V., Stathakis, S. Consistency and reproductibility of the VMAT plan delivery using three independent validation methods. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2011, 12, 129-140
13. Cao, D., Holmes, TW. Comparison of plan quality provided by intensity-modulated arc therapy and helical tomotherapy. *Int. J. Radiat oncol. Biol. Phys.*, 2007, 69, 240-250
14. Ling, C.C. Commissioning and Quality Assurance of Rapidarc Radiotherapy Delivery System. *Int. J. Radiat oncol. Biol. Phys.* 2008,72, 575-581
15. Korreman, S. (2009) Dosimetric verification of RapidArc treatment delivery. *Acta Oncologica*, 2009, 48, 185-191
16. Mans, A., Remeijer, P. 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arctherapy by portal dosimetry. *Radiotherapy and Onchology*, 2010, 94, 181-187
17. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med. Phys.*, 2010, 35, 310–317
18. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report No: 83. Prescribing, Recording and Reporting Intensity Modulated Photon Beam Therapy, 2010.
19. EpiQA Reference Guide. (2010). EPIidos S.R.O.
20. Nicolini, G., Fogliata. A., Vanetti E. (2006) GLAaS: an absolute dose calibration algorithm for an amorphous silicon portal imager. Applications to IMRT verifications. *Med. Phys*, 2006, 33, 2839-51
21. Nicolini, G., Vanetti, E., Fogliata. A. Testing the portal imager GLAaS algorithm for machine quality assurance. *Radiat Oncol*, 2008, 3:14.
22. Nicolini, G., Fogliata, A., Vanetti, E., Testing the GLAaS algorithm for dose measurements on an amorphous silicon portal imager on low and high energy photon beams. *Med. Phys.*, 2008, 35, 464-472

23. Nicolini, G., Vanetti, E. The GLAaS algorithm for portal dosimetry and quality assurance of RapidArc, an intensity modulated rotational therapy. *Radiat Oncol*, 2008, 3:24.
24. Depudt, T., Esch, A. Aquantative evaluation of IMRT dose distributions. *Radiat Oncol*, 2001, 62, 309-319
25. Herman, MG. Clinical use of electronic portal imaging. *Radiat Oncol*. 2005, 15, 157-67
26. Elmpt, WV., McDermott L. Aliterature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiotherapy and onchology*, 2008, 88, 289-309
27. D'Andrea M., Laccarino G. Primary photon fluence extraction with an amorphus silicon flat panel detector: Experimental determination of a scatter filter. *J. Exp. Clin. Cancer Res*. 2007, 26:1.
28. Specifications Clinac DHX Accelerator (2007) Varian Medical Systems
29. <http://su.diva-portal.org/smash/get/diva2:197876/FULLTEXT01> (2012)
30. Eclipse prochure (2005) Varian Medical Systems
31. User manual Octavius phantom T40054, (2010). PTW-Freiburg
32. Esch, A., Clermont, C., Devillers, M. On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom. *Med. Phys*. 2007, 34(10)
33. Bohsung, J., (2004) The 2D-ARRAY seven29 A new way of dosimetric verifications of IMRT beams. PTW-Freiburg.
34. http://www.ptw.de/uploads/media/VeriSoft_Spec_en_65521900_06.pdf (2012)
35. EpiQA product brochure. (2012). Epidos Company
36. Siemens Somotom Definition Flash CT Product Brochure. (2010). Siemens limited.

37. PTW technical note, Code of practice: Create a verification plan for OCTAVIUS in Varian Eclipse. (2010). PTW-Freiburg.
38. Guidelines for The Verification of IMRT, Estro Booklet 9, 2008
39. Dogan, N., Leybovich LB. Automatic feathering of split fields for step-and-shoot intensity modulated radiation therapy. *Med. Phys.*, 2003, 7;48 (9)
40. Chandraraj, V., Stathakis, S. Comparison of four commercial devices for Rapidarc and sliding window IMRT QA. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2011, 12, 338-349
41. Van Esch A, Clermont C, Devillers M, Iori M, Huyskens DP. On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavious phantom. *Med Phys.* 2007, 34(10):3825–37
42. Herzen J., Todorvic M., Cremers F. Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine. *Phys Med Biol.* 2007, 52(4):1197–208.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

| | | | |
|-------------------|-------------------------|---------------------|----------------|
| Adı | Mehmet Özgür | Soyadı | Temel |
| Doğum Yeri | Ankara | Doğum Tarihi | 1985 |
| Uyruğu | TC | TC Kimlik No | 12679155028 |
| E-mail | mozgurtemel@hotmail.com | Tel | 0554 827 47 37 |

Eğitim Düzeyi

| | Mezun Olduğu Kurumun Adı | Mezuniyet Yılı |
|-------------------------|---|-----------------------|
| Doktora/Uzmanlık | | |
| Yüksek Lisans | | |
| Lisans | Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği | 2009 |
| Lise | Gölbaşı Anadolu Lisesi | 2003 |

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

| | Görevi | Kurum | Süre (Yıl - Yıl) |
|----|-----------------|---------------------------|-------------------------|
| 1. | Medikal Fizikçi | Acıbadem Maslak Hastanesi | 2009-Halen |
| 2. | | | - |
| 3. | | | - |

| Yabancı Dilleri | Okuduğunu Anlama* | Konuşma* | Yazma* |
|------------------------|--------------------------|-----------------|---------------|
| ingilizce | Çok iyi | iyi | iyi |
| | | | |

| Yabancı Dil Sınav Notu # | | | | | | | | |
|--------------------------|-------|-------|----------------|-----------|---------------------|-----|--------------|-----|
| KPDS | ÜDS | IELTS | TOEFL IBT | TOEFL PBT | TOEFL CBT | FCE | CAE | CPE |
| | 63,75 | | | | | | | |
| | | | Sayısal | | Eşit Ağırlık | | Sözel | |
| LES Puanı | | | 89,232 | | 89,938 | | 90,053 | |
| (Diğer) Puanı | | | | | | | | |

Bilgisayar Bilgisi

| Program | Kullanma becerisi |
|---------------------|-------------------|
| Microsoft Windows 7 | İyi |
| MATLAB | orta |
| | |