



# Cyberknife Robotik Kollu Lineer Hızlandırıcı için Kalite Kontrol ve Kalite Güvencesi Raporu

## Guide for Quality Control and Quality Assurance Tests in Cyberknife Robotic Arm Linear Accelerator

Hasan UYSAL,<sup>1</sup> Esra KÜÇÜKMORKOÇ,<sup>2</sup> Mehmet Fazıl ENKAVİ,<sup>1</sup> Hatice TATAROĞLU,<sup>3</sup> Arda KAHRAMAN,<sup>4</sup> Esil KARA,<sup>5</sup> Pelin ÇETİN<sup>6</sup>

<sup>1</sup>Medicana International Ankara Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, Ankara-Türkiye

<sup>2</sup>Anadolu Sağlık Merkezi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, Kocaeli-Türkiye

<sup>3</sup>Samsun Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkoloji Kliniği, Samsun-Türkiye

<sup>4</sup>Bursa Uludağ Üniversitesi Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Bursa-Türkiye

<sup>5</sup>Etilik Şehir Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, Ankara-Türkiye

<sup>6</sup>Medipol Mega Üniversite Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İstanbul-Türkiye

### ÖZET

Stereotaktik radyocerrahi (SRS) ve fraksiyone edilmiş stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT), beyin, akciğer, karaciğer, omurga ve böbrek tümörlerinin tedavisinde yaygın olarak kullanılan etkili yöntemlerdir. Bu tekniklerin başarısı, yüksek dozimetrik ve mekanik doğruluk gerektirir. Stanford Üniversitesi'nde geliştirilen CyberKnife, bu ihtiyaçlara yanıt vermek üzere tasarlanmış, son derece gelişmiş bir robotik radyocerrahi sistemidir. CyberKnife, 6 MV enerjisiyle sahip bir lineer hızlandırıcının endüstriyel bir robot koluna monte edilmesiyle çalışır. Gerçek zamanlı X-ışını görüntüleme sistemine sahip olan cihaz, hasta hareketlerini izleyerek radyasyon ışınlarını tümöre hassas bir şekilde yönlendirir. İnvaziv olmayan bu yöntem, cerrahi müdahaleye gerek kalmadan tümörleri yüksek doğrulukla tedavi eder. Bu rehber, CyberKnife'in güvenli ve etkin kullanımını sağlamak için kalite güvence (QA) prosedürlerini detaylandırmaktadır. Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği'nin TG-135 Görev Grubu'nun ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda, CyberKnife sistemleri için günlük, aylık ve yıllık olarak sınıflandırılan QA testleri düzenli şekilde uygulanmalıdır. Iris™ ve InCise™ kolimatörler ile Xchange™ kolimatör masası gibi yeni teknolojilerin eklenmesi, ek kalite kontrol prosedürlerini de zorunlu hale getirmiştir. CyberKnife, kanser tedavisinde önemli bir ilerlemeyi temsil eder. Ancak sistemin etkin ve güvenli çalışması, TG-135 önerileri doğrultusunda düzenli olarak uygulanan QA prosedürlerine bağlıdır. Bu testler, hasta güvenliğini artırmayı ve tedavi etkinliğini en üst düzeye çıkarmayı hedefler. Bu guideline, TG-135 önerileri ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda belirlenen CyberKnife'in günlük, aylık ve yıllık QA testleri, ülkemizde farklı kliniklerde çalışan uzmanların bilgi ve birikimleri ile uluslararası guideline'lara dayanarak hazırlanmıştır.

**Anahtar kelimeler:** Cyberknife; kalite güvencesi; kalite kontrol.

### SUMMARY

Stereotactic radiosurgery (SRS) and fractionated stereotactic body radiotherapy (SBRT) are effective methods widely used in the treatment of brain, lung, liver, spine, and kidney tumors. The success of these techniques requires high dosimetric and mechanical accuracy. CyberKnife, a robotic radiosurgery



system developed at Stanford University, has been designed to meet these needs. CyberKnife works by mounting a linear accelerator with 6 MV energy on an industrial robot arm. The device, which has a real-time X-ray imaging system, tracks patient movements and directs radiation beams to the tumor with high precision. This non-invasive method allows for high accuracy treatment of tumors without the need for surgical intervention. This guide details the quality assurance (QA) procedures to ensure the safe and effective use of CyberKnife. In line with the recommendations of the TG-135 task group of the American Association of Physicists in Medicine and the manufacturer, QA tests classified as daily, monthly and yearly should be applied regularly for CyberKnife systems. The addition of new technologies such as the Iris™ and InCise™ collimators with the Xchange™ collimator table has also necessitated additional quality control procedures. CyberKnife represents a significant advance in cancer treatment. However, the effective and safe operation of the system depends on QA procedures applied regularly in line with TG-135 recommendations. These tests aim to increase patient safety and maximize treatment effectiveness. This guideline, based on the knowledge and experience of our experts working in different clinics in our country, has been prepared in line with international guidelines with daily, monthly and annual QA tests of CyberKnife determined in line with TG-135 recommendations and the manufacturer's recommendations.

**Keywords:** Cyberknife; quality assurance; quality control.  
Copyright © 2024, Turkish Society for Radiation Oncology

## 1. GİRİŞ

Stereotaktik radyocerrahi (SRS) veya fraksiyone edilmiş stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT), beyin, akciğer, karaciğer, omurga ve böbrekteki tümörlerin tedavisinde yaygın olarak kullanılmakta ve bu tedavi teknikleri ile olumlu tedavi sonuçları elde edilmektedir.[1-5] Yüksek dozimetrik ve mekanik doğruluk gerektiren bu tedavi tekinlerini hassas bir şekilde uygulamak amacıyla geliştirilen CyberKnife,[6-8] Stanford Üniversitesi'nde beyin cerrahı John R. Adler tarafından icat edilmiş bir radyoterapi tedavi sistemidir. Bu sistemde düzleştirici filtresiz 6 MV enerjiye sahip bir lineer hızlandırıcı endüstriyel bir robot manipülatör koluna (Kuka, Augsburg, Almanya) monte edilmiştir. Robot, oda içinde konumlandırılmış iki dik ortogonal X-ışını kaynak/detektör görüntüleme sistemiyle desteklenmiştir. Bu sistemden elde edilen X-ışını görüntüleri, tedavi planlama sistemindeki (TPS) bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden dijital olarak yeniden oluşturulan radyografilerle karşılaştırılır ve robotun pozisyonu bu görüntülerin karşılaştırılmasından elde edilen bulgulara göre otomatik ayarlanır.

CyberKnife tedavi sistemi, karmaşık bir yapıya sahip olmasından dolayı kendisine özgü bir kalite güvence (QA) prosedürüne ihtiyaç duymaktadır. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Görev Grubu 135 (TG-135), CyberKnife sisteminin QA'sı için bir dizi önerilerde bulunmuştur.[9] Ancak, yıllar içinde sisteme Iris™ ve InCise™ kolimatörler ve Xchange™ kolimatör masası gibi yeni teknolojiler eklendikçe, üretici

firma tarafından ek QA prosedürleri önerilmiştir.[10] Bu rehberin amacı, kliniklerde CyberKnife tedavi sisteminin güvenli kullanımını sağlamak üzere oluşturulacak QA prosedürlerine önerilerde bulunmaktır. Aşağıdaki bölümlerde gereken QA testleri günlük, aylık, üç aylık ve yıllık olarak sınıflandırılmıştır.

## 2. GÜNLÜK KALİTE GÜVENCESİ TESTLERİ

### 2.1. Yardımcı Güvenlik Sistemleri ve Sistem Durumu Kontrolleri

Tesis tasarımına dahil edilen tüm güvenlik sistemleri, günlük QA'nın bir parçası olarak başlangıçta ve periyodik olarak doğrulanmalıdır. Bu sistemler, robot hareketi için acil durdurma, acil güç kapatma, sesli ve görsel monitörler ile kapı kilitlerini içerir. Aşağıda belirtilen rutin kontrollerin yanı sıra, bu sistemler kurulum ve bakım çalışmaları sırasında devre dışı bırakıldığında veya bağlantıları kesildiğinde mutlaka kontrol edilmelidir. Kilit sistemleri etkinleştirildiğinde hemen devreye girmeli ve bu durum operatör tarafından geri alınıp onaylanana kadar etkin kalmalıdır.[9]

#### 2.1.1. Acil Güç Kapatma (EPO) ve Acil Hareket Durdurma (EMO) Düğmeleri

EPO, tüm sistemi kapatırken, EMO sadece robotun mekanik frenlerini devreye sokar ve robot ile hızlandırıcıyı açık bırakır. Yanlışlıkla EPO'ya basılması, çarpışma sonrası robotun uzaklaştırılmasında zaman kaybına neden olabilir ve robot *Mastering*'inin kaybedilmesine yol açabilir. Bu nedenle, elektrik kesintisi

dışında acil durumda EMO kullanılmalıdır. EPO ise elektrik sorunu varsa kullanılmalıdır. Tüm EMO ve EPO anahtarları yıllık, konsoldaki EMO düğmesi ise günlük olarak test edilmelidir.[9]

### 2.1.2. Sesli ve Görsel Hasta İzleme

Tüm radyoterapi kurulumlarında olduğu gibi, robotik sistemlerde de sesli ve görsel hasta izleme zorunludur. Linak hastanın etrafında esnek bir şekilde pozisyonlandırılabilirliğinden, yalnızca bir veya iki kamera varsa görüş engellenebilir. Bu nedenle, tedavi odasında en az üç (tercihen dört) CCTV kamerası bulunmalıdır. Ayrıca sorumlu bir kişi, robot hareketi sırasında video monitörlerini izlemelidir.[9]

### 2.1.3. Kolimatör Aksamı Çarpışma Dedektörü

CyberKnife, yaklaşık 160 kg ağırlığında bir lineer hızlandırıcıyı desteklemek ve konumlandırmak için minimal şekilde modifiye edilmiş bir endüstriyel robot kullanır. Klinik uygulamada, robotun hareket alanı hastanın etrafında sınırlıdır. Robotun hareketine yerleşik mekanik kısıtlamalar yoktur; tek istisna kolimatör aksamı çarpışma dedektörüdür. Kolimatör aksamı çarpışma dedektörü günlük kalite kontrolünün bir parçası olarak kontrol edilmelidir.[9]

### 2.1.4. Sistem Durum Kontrolleri

Her gün sistem durumu kontrolü dahilinde Linak basınç regülatörünün, SF6 gaz basıncının, soğutucu akış oranının, su sıcaklığının, su akış hızının ve doz oranının kontrolü yapılarak CyberKnife sisteminin spesifikasyonlar içinde olduğundan emin olunmalı ve oluşabilecek kaymalar takip edilmelidir.[10]

### 2.2. Linak'ın Isınması

Linak'ın herhangi bir kalite kontrol ölçümü alınmadan önce yeterince ısındığından (*warm up*) emin olunması önemlidir. Sorumlu medikal fizik uzmanının ısınma tutarlılığı için belirli bir monitör birim (MU) sayısı ya da ışınlama süresi belirlemesi önerilir. Gerekli MU sayısı ya da süre, hızlandırıcı jenerasyonuna bağlı olabilir.[9] Yapılmadığı takdirde doz oranında dalgalanmalar meydana gelebilir.[10]

### 2.3. Görüntüleme Kullanılan Yumuşak X-ışını Kaynağının Isınması

Termal şok nedeniyle hedef (anot) çatlaklarını en aza indirmek amacıyla görüntüleme kullanılan X-ışını (XRS) kaynakları her sabah kontrol edilmeli ve ısıtılmalıdır. Cihaz, 8 saat veya daha uzun bir süre kullanılmamışsa, iç yük dağılımını yeniden dengelemek için normalde kullanılan en yüksek kVp'den oldukça düşük bir kVp ile başlanması gerekmektedir.[10]



Şekil 1. Hızlandırıcı veriminin BirdCage ile ölçüm kurulumu.

### 2.4. Hızlandırıcı Verimi

Linak'ın verimi genel olarak, bir iyon odası (örneğin bir 0.6 cc Farmer) ve üretici firma tarafından temin edilen *Birdcage* fantomu kullanılarak, her tedavi gününde bir kez ölçülmelidir. Tedavi günü boyunca sıcaklık veya atmosfer basıncında önemli değişiklikler meydana gelirse daha sık ölçümler yapılabilir. Günlük verimdeki değişimin <%2 olması beklenir.[9] Eğer değişim %2'yi aşarsa, tecrübeli medikal fizik uzmanı tarafından cihaz kalibrasyonunun düzeltilmesi önerilmektedir.[9]

Günlük doz verimi testi için cihazın mutlak doz veriminin kalibre edilmiş olması gerekmektedir. Kalibrasyondan sonra günlük doz verimi hesaplamasında kullanılmak üzere Denklem 1'e göre bir düzeltme faktörü hesaplanmalıdır.[11]

$$DF = \frac{\text{Mutlak Doz}(cGy)}{R_{BirdCage}(nC)} \quad (1)$$

Burada DF düzeltme faktörü,  $R_{BirdCage}$  ise cihazın mutlak kalibrasyonu tamamlandıktan hemen sonra *Birdcage set-up'ında* alınan ortam sıcaklık basınç düzeltmesi yapılmış iyon odası okumasıdır.

60mm'lik sabit kolimatör cihaza takılmalı ve iyon odası *Build-up Cap'i* ile *Birdcage'e* yerleştirilmelidir (Şekil 1). Tedavi Odasının içindeki sıcaklık ve basınç



**Şekil 2.** AQA fantomu (a) ve metal topun neden olduğu gölge ile radyasyon ışınının merkezliliğini analiz etmek için üretici tarafından sağlanan yazılım (b).  
AQA: Otomatik kalite güvencesi.

okumalarını kaydedilmeli ve iyon odası için sıcaklık – basınç düzeltme faktörü ( $P_{tp}$ ) hesaplanmalıdır. Cihaz konsolundan servis modunda 100 ya da 200MU ışınlanma yapıp iyon odası okuması alınmalı ve Denklem 2'ye göre günlük doz verimi hesaplanmalıdır.

$$\text{Günlük Doz Verimi} = M_{BC}(nC) \times P_{tp} \times DF \left( \frac{cGy}{nC} \right) \quad (2)$$

Burada  $M_{BC}$  Birdcage set-up'ında alınan iyon odası okumasıdır.

### 2.5. Yanlış ve Eksik İkincil Kolimatörün Tespiti

Günlük olarak, kolimatör kilidini doğrulamak için tedavi modunda bilinçli bir şekilde yanlış bir ikincil kolimatörün yerleştirilmesi önerilir. Benzer şekilde kilidin, eksik bir kolimatör için de günlük olarak kontrol edilmesi gerekmektedir.[9]

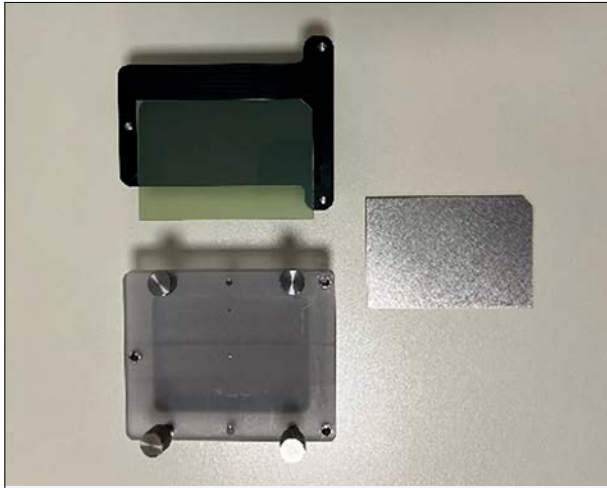
### 2.6. Işın Lazerinin ve Standart Zemin İşaretinin Görsel Kontrolü

Bu test, robotun mekanik doğruluğunu kontrol eden üç seviyeli testlerin ilkidir.[12] Linak lazerinin geometrik kontrolü için, robot kalibrasyonu tamamlandıktan sonra lazerin yönlendirildiği zemin noktası işaretlenmelidir. Lazer noktası ve zemin işareti arasında günlük görsel karşılaştırma yapılmalıdır.[9] Bu işlem, robotun *Mastering* doğruluğunu ve lazerin radyasyon kolimatörü merkezine ne kadar iyi ayarlandığını kontrol eder.

Eğer fark  $\pm 1$  mm'den büyükse bu durum medikal fizikçiye bildirilmeli ve hasta tedavisine başlamadan önce ek testler yapılmalıdır. Günlük otomatik kalite güvencesi (AQA) testi, robot kalibrasyonunda sorun olup olmadığını belirleyebilir. Lazer hizalama hatası yalnızca lazer uyumsuzluğundan kaynaklanıyorsa, tedaviye devam edilebilir.[9]

### 2.7. Günlük AQA Testi

AQA testi, hedef tekrarlanabilirliğini, robot *mastering*'ini ve görüntü rehberliği sisteminin mekanik kararlılığını günlük olarak kontrol etmek için yapılır.[9,10,12] Bu test, tedavi izomerkezine radyo-opak bir top yerleştirilerek, ışın ile topun gölgesinin merkezde olup olmadığının gözlemlendiği *Winston-Lutz* testine benzerdir.[13] İzosentrik olmayan *CyberKnife* gibi görüntü kılavuzlu sistemler için bu teknik uyarlanmıştır. AQA'de hedef top, üretici firma tarafından sağlanan özel bir fantoma yerleştirilmelidir (Şekil 2). Fantomdaki işaretleyiciler, görüntü kılavuzluğu ile ışının topa yönlendirilmesini sağlar ve düzlemsel hedefleme hatasını (DTE) belirleyebilir. Fantoma yerleştirilen radyokromik filmler taranarak özel bir yazılımla analiz edilmektedir. Bu test, sabit, *Iris*™ kolimatörler ile *InCise*™ çok yapraklı kolimatör (MLC) arasında dönüşümlü olarak gerçekleştirilmektedir.[14] Radyal fark  $< 0.75$  mm olmalıdır. Eğer fark  $> 1$ mm ise aksiyon alınmalıdır.[14]



Şekil 3. Test filmi ve metal film kesme şablonu ile sökülmüş durumdaki MLC QA aracı.  
MLC: Çok yapraklı kolimatör; QA: Kalite güvence.

## 2.8. Picket Fence Testi

*Picket-Fence* testi, MLC'lerin doğruluğunu ve hizalanmasını değerlendirmek için yapılan bir kalite kontrol testidir. Bu test, her bir yaprağın düzgün bir şekilde hareket ettiğini, hizalandığını ve radyasyon ışınının istenilen alanları kapatıp kapatmadığını doğrular. CyberKnife M6 ve S7 cihazları, InCise™ MLC ile donatılmış olup, bu test ile yaprakların birbirine yakın dikdörtgen alanlar oluşturarak aralarındaki hizanın incelenmesi amaçlanır. Film, üretici tarafından sağlanan metal film kesme şablonu (Şekil 3) kullanılarak kesilmelidir. Kesilen film yine üretici firma tarafından sağlanan MLC QA aracına Şekil 3'deki gibi yerleştirilmelidir.

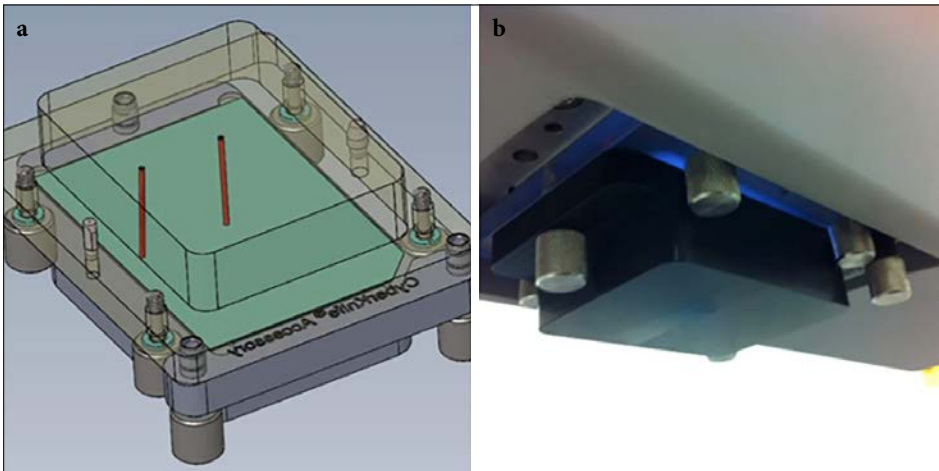
MLC QA aracı doğru bir hizalanma için kendi içine yerleştirilmiş iki adet radyo-opak işaretleyici sayesinde (Şekil 4) film işaretleme gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır. MLC QA aracı, MLC kafasına takılarak ışınlanacak filmin SSD= 433.5 mm'de pozisyonlanmasını sağlamaktadır (Şekil 4).

MLC'lerle genişliği 10 mm olan şeritler oluşturulmalı ve şeritler arasında boşluk bırakılmamalıdır. Şerit başına 170 MU verilerek ışınlama yapılmalı ve film çıkarılmalıdır. Bu filmin nicel analizi, düzleştirici bir filtrenin olmaması ve örtüşen yarı gölgelerin karmaşıklığı nedeniyle zor olduğu için görsel analiz yapılmalıdır. Görsel analiz ham film yerine taranan görüntüler ile de gerçekleştirilebilir.[10] Test günlük veya en azından MLC'nin hasta tedavisinde kullanılacağı her gün yapılmalıdır.[14]

## 3. AYLIK KALİTE GÜVENCESİ TESTLERİ

### 3.1. Enerji Sabitliği (TPR veya PDD Oranındaki Değişiklik)

Enerji sabitliği ölçümleri, referans alan boyutu (tipik olarak 60 mm çapındaki sabit kolimatör ya da InCise™ MLC ile donatılmış sistemler için 10 x 10 cm<sup>2</sup>'lik bir alan) kullanılarak  $d_{max}$ 'tan büyük ve en az 10 cm'lik bir mesafeyle ayrılmış iki farklı derinlikte (örneğin TPR<sub>20,10</sub>), doku fantom oranının (TPR) veya yüzde derin doz (PDD) oranının ölçülmesiyle yapılmalıdır. Ölçümler, fantom (su fantomu, PMMA katı fantom), dozimetrelere (iyon odası, mosfet, film dozimetrelere), ve elektrometre kullanılarak alınmalıdır. Elde edilen ölçümler referans TPR<sub>20,10</sub> ve/veya PDD<sub>20,10</sub> ölçümleri ile karşılaştırılmalı ve değerlendirilmelidirler. Enerji sabitliğindeki



Şekil 4. Film konumunu ve radyo-opak işaretleyicileri gösteren MLC QA aracı çizimi (a), monte edilmiş durumdaki MLC QA Aracı (b).  
MLC: Çok yapraklı kolimatör; QA: Kalite güvence.

**Tablo 1** CyberKnife cihazında ışın verimi kalibrasyonu için referans koşullar[16]

Etkenler	Referans değerler ve özellikler
Fantom malzemesi	Su
Fantom şekli ve boyutu	En az 30cm×30cm×30cm
Oda tipi	Silindirik
Ölçüm derinliği	10 g/cm <sup>2</sup>
İyon odanın referans noktası	Kavite hacminin merkezindeki merkez ekseninde
İyon odasının referans noktasının pozisyonu	Ölçüm derinliğinde z <sub>ref</sub>
Kaynak dedektör mesafesi	80 cm
Alan şekli ve boyutu	Dairesel, mevcut en büyük, sabit kolimatör (60 mm)
Radyasyon ışın eksenini	Su fantomu yüzeyine dik
İyon odasının yönü	Işın eksenine dik

%1'lik sapmalar tolerans aralığında, %2'yi aşan sapmalar ise aksiyon alma düzeyi olarak kabul edilir.[14]

### 3.2. Hızlandırıcı Verimi

Radyoterapi tedavilerinin radyasyon dozu açısından doğru ve güvenilir olması amacıyla uluslararası kabul görmüş olan protokoller kullanılarak[15–17] referans alanlarda ışın veriminin hesaplanması ve kalibre edilmesi gerekmektedir. Ancak radyoterapide kullanılan konvansiyonel referans alanlara kıyasla CyberKnife cihazlarına ait referans alan farklılık göstermektedir. Bunun için IAEA Teknik Rapor Serisi No. 398'deki (TRS 398)[15] referans alan için doz verimi hesaplama formalizmi küçük alana sahip cihazlar için IAEA Teknik Rapor Serisi No.483'te (TRS-483)[18] güncellenmiştir. TRS-483'te cihaza özgü referans alan ( $f_{msr}$ ) tanımı eklenerek referans doz hesaplama formalizmi CyberKnife gibi özel referans alanlara sahip cihazlar için yeniden Denklem 3'teki şekliyle tanımlanmıştır.[18,19]

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (3)$$

Burada  $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$  iyon odası ile  $f_{msr}$  'de alınan, basınçsıcaklık, polarite ve iyon rekombinasyonu gibi etkiler için düzeltme faktörleriyle düzeltilen okuma,  $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$  iyon odasının standart laboratuvarın  $Q_0$  referans ışın kalitesiyle konvansiyonel 10x10 cm<sup>2</sup> referans alan ( $f_{ref}$ ) alan için suda soğurulan doz cinsinden kalibrasyon katsayısı ve  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  ise ışın kalitesi düzeltme faktörü olup iyon odasının ölçüm (msr) ve referans (ref) koşulları arasındaki kalite farklılıklarını düzeltmek için kullanılır.[18]

Işın verimi kalibrasyonlarının referans sınıfı iyon odaları kullanılarak yapılması tavsiye edilmektedir. [15–17] Bu iyon odaları standart dozimetri laboratuvarlarında <sup>60</sup>Co referans ışın kalitesinde ( $Q_0$ ) 10 cm×10 cm  $f_{ref}$  kullanılarak suda soğurulan doz cinsinden ka-

libre edilmelidir.[15] Denklem 3'e göre CyberKnife'in ışın verimi 60 mm çapındaki sabit kolimatör ile 80 cm kaynak dedektör mesafesinde (SSD), su içinde 15 mm derinlikte 1 cGy'nin 1 MU'ya eşit olacağı şekilde kalibre edilmelidir. Ancak, kalibrasyon ölçümleri TRS-483'e göre Tablo 1'deki şartlarda su içinde 10 cm derinlikte elde edilmeli ve ölçülen ilgili TPR verisi kullanılarak 15 mm derinliğe geçiş yapılmalıdır.[12,18]

Üretici firma hızlandırıcı verimi için bilinen bir  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  değeri olan ve kavite uzunluğu 10mm'den küçük iyon odalarının kullanılmasını önermektedir.  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  faktörleri CyberKnife M6 öncesi seriler için TRS-483'de bir dizi referans sınıfı iyon odası için verilmiştir (TRS-483'e bakılabilir).[18] TRS-483, CyberKnife M6 ve S7 serileri için uygun olmayan bir birincil ışın profili kullanarak bu faktörleri hesapladığı için, CyberKnife M6 ve S7 kullanıcılarının Francescon ve arkadaşlarının 2019 yılında yaptıkları yayınında[20] yer alan  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  değerlerini kullanmaları önerilmektedir.[16] CyberKnife M6 ve S7 sistemlerinin hızlandırıcı verimi için Francescon ve arkadaşlarının 2019 yılında yaptıkları çalışmada verileri sağlanmayan bir iyon odası kullanılıyorsa, TRS-483'ten elde edilen  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  değeri, çalışmada verilen bir grafik (Şekil 3) kullanılarak azaltılmalıdır. Bu azaltma, Farmer iyon odası için yaklaşık %0,4, kavite uzunluğu <10 mm olan iyon odaları için ise %0,1 olarak belirtilmiştir. Eğer hızlandırıcı verimi için tercih edilen iyon odasının standart Linak'lara özgü kalite düzeltme faktörleri yayınlanmışsa, ancak CyberKnife için yayınlanmamışsa Accuray Physics Essencial Guide'da (PEG)[10] yer alan yöntemle TPR<sub>20,10</sub> veya PDD<sub>20,10</sub> hesaplanır ve TRS-398[15] veya TG 51'den[16] ışın kalite düzeltme faktörü elde edilebilir. Bu faktör hacim ortalama etkisi ( $k_{vol}$ ) ile düzeltilmelidir (Yaklaşık denklem TRS-483'te verilmiştir). Son olarak ışın kalite düzeltme faktörlerinin elde edilmesinde kullanılan standart WFF (düzleştirici

**Tablo 2** E2E testlerinde kullanılan fantomlar

izleme yöntemi	Kullanılan fantom
6D Skull takip sistemi	Cyberknife Baş-boyun fantomu ve <i>Ball Cube II</i>
Fiducial takip sistemi	Cyberknife Baş-boyun fantomu ve <i>Ball Cube II</i>
Xsight Spine takip sistemi	Cyberknife Baş-boyun fantomu ve mini <i>Ball Cube</i>
Synchrony ile Fiducial takip sistemi	<i>Ball Cube II</i> ve Synchrony QA ekipmanı
Xsight Lung izleme sistemi	(Opsiyonel) hareketli toraks fantomu, içine film konulabilen tümör yerleştirilmiş düşük yoğunluklu akciğer

E2E: Uçtan uca; QA: Kalite güvence.

filtreli) ışını ile CyberKnife'in FFF (düzleştirici filtersiz) ışını arasındaki su-hava durdurma gücü oranlarındaki farkı hesaba katmak için ek bir düzeltme faktörü uygulanmalıdır (TRS-483'e bakınız).

Işın verimi için tolerans değeri  $\pm\%1$ 'dir. Aksiyon alma düzeyi ise  $\pm\%2$  olup bu değer üzerinde sonuç alındığında kalibrasyon işlemleri gözden geçirilmeli ve gerekli düzeltmeler yapılmalıdır.[9,14]

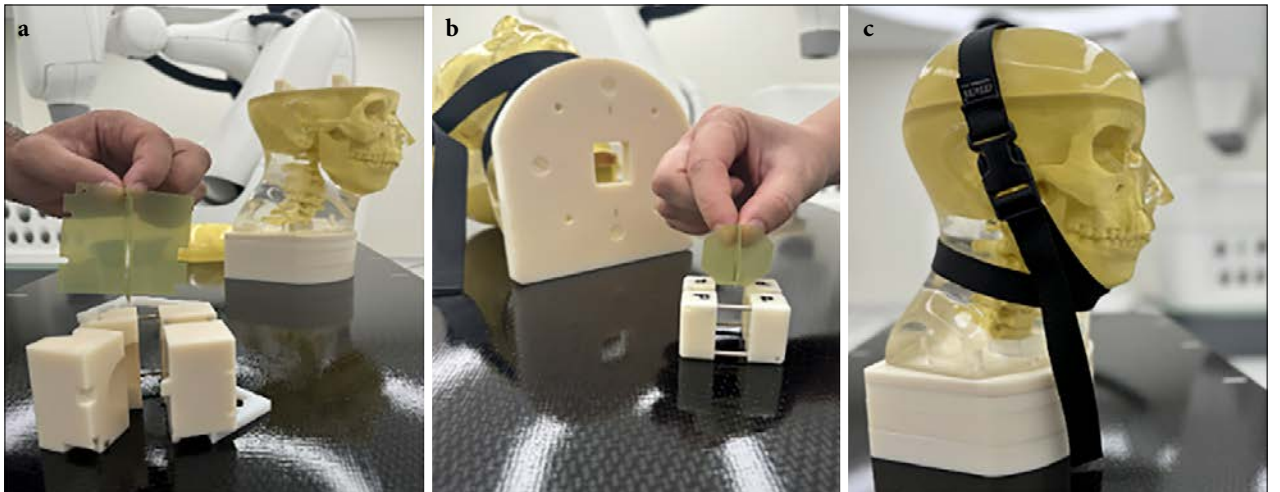
### 3.3. İntrakraniyal ve Ekstrakraniyal İzosentrik Uçtan Uça (E2E) Testleri

Her bir bileşenin tedavi sürecini etkileyen doğruluğu bağımsız olarak test edilebilse de toplam sistem hatasını (TSE) planlanan doz dağılımını kullanarak ölçmek daha anlamlıdır. E2E testleri, tüm tedavi sürecini baştan sona taklit eder ve sistemin her aşamada güvenilirliğinin ve doğruluğunun değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. CyberKnife tedavi sisteminde beş izleme yöntemi, üç kolimasyon sistemi (Sabit, Iris™ ve InCise™ MLC) ve farklı Path seçenekleri mevcuttur. Hasta tedavilerinde bunların farklı kombinasyonları tercih edilebilir. Her bir kombinasyon

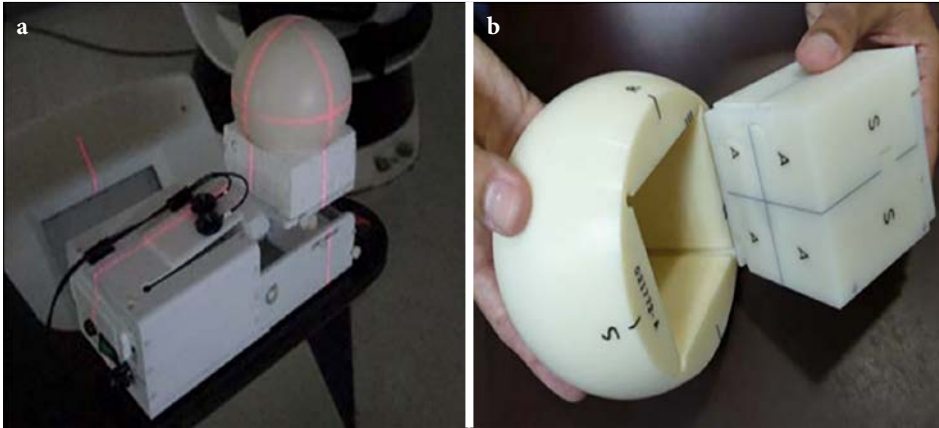
için E2E testlerini her ay yapmak çok zaman alacağı için kliniklerde kullanılan kombinasyonlar üzerinden aylık dönüşümlü olarak en azından bir intrakraniyal ve bir ekstrakraniyal E2E testinin yapılması önerilmektedir.[9,14] Eğer bir hasta planında nadir kullanılan bir kombinasyon tercih edilmişse hasta üzerinde kullanılmadan kısa bir süre önce test edilmelidir.[9] Bu test için kullanılan fantomların çoğu üretici firma tarafından temin edilir. Tablo 2'de izleme yöntemleri göre hangi fantomların kullanıldığı gösterilmiştir.

#### 3.3.1. Hareketsiz Lezyonlarda Kullanılan İzleme Yöntemleri için E2E Testi

*Ball Cube* fantomlarının içerisine ortogonal olarak iki film yerleştirildikten sonra (Şekil 5), bu yapı CyberKnife baş-boyun fantomunun (Şekil 5) kafatası kısmında ve boyun bölgesindeki *Ball Cube* yuvalarına yerleştirilerek BT taraması yapılmalıdır. Ardından, *Ball Cube* kasetlerinde bulunan merkezi küreyi %70 izodoz hattı ile kapsayan izosentrik bir tedavi planı oluşturulmalı ve ışınlama gerçekleştirilmelidir. Son olarak, üretici firmanın önerdiği tarama yöntemi kullanılarak film-



**Şekil 5.** *Ball-Cube II* (a), *Mini Ball-Cube* (b), Baş-boyun fantomu (c).



**Şekil 6.** Synchrony E2E fantomu (a) ve Ball Cube II (b).  
E2E: Uçtan uca.

ler taranmalı ve yine üretici tarafından sağlanan E2E Film Analysis yazılımı ile analiz edilerek %70'lik izodoz dağılımının konumu ile planlanan merkez konumu karşılaştırılmalıdır. Tüm sonuçlar, üç yönden (sol, ön, ve üst) ölçülen hatalar ve bu hatalar birleştirilerek elde edilen toplam radyal hedefleme hatası üstünden değerlendirilmelidir. Herhangi bir yöndeki fark 0.75 mm büyük olduğunda ya da radyalde 1mm'den büyük olduğunda aksiyon alınmalıdır.[14] İyi kalibre edilmiş bir CyberKnife sistemi, genellikle sabit E2E testlerinde 0,3-0,7 mm hassasiyetle performans gösterir.[9]

### 3.3.2. Hareketli Lezyonlarda Kullanılan İzleme Yöntemleri için E2ETesti

CyberKnife sistemlerinde hareketli tümör takibi, Synchrony ve X-Sight Lung izleme yöntemleri ile yapılmaktadır. Synchrony takip sistemi için E2E testinde, Şekil 6'da gösterilen fantom ve Ball-Cube II kullanılmaktadır. X-Sight Lung izleme sistemi için ise, Şekil 7'de gösterilen fantom kullanılır. X-Sight Lung, özellikle akciğer gibi hareketli yapıları takip etmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu sistemin testi de üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanır ve ışınlanır. DeltaMan ayarı yapılırken 6D Skull izleme sistemi, fiducial izleme sistemi ve X-Sight Omurga izleme sistemi'nden alınan E2E test sonuçları dikkate alınır; ancak X-Sight Lung izleme sistemi bu hesaplamalara dahil edilmez.

Synchrony ve X-Sight Lung izleme yöntemlerinin E2E testleri sırasında, üretici firmanın sağladığı talimatlara uygun olarak tedavi planları yapılmalı ve ışınlama işlemi gerçekleştirilmelidir. Elde edilen sonuçlar, diğer izleme sistemlerinde olduğu gibi E2E film analiz yazılımı ile değerlendirilmelidir. Bu analizde, toplam radyal hata için kabul edilebilir üst sınır 1,5 mm olup, herhangi bir yöndeki hata ise 1 mm'yi geçmemelidir.[14]



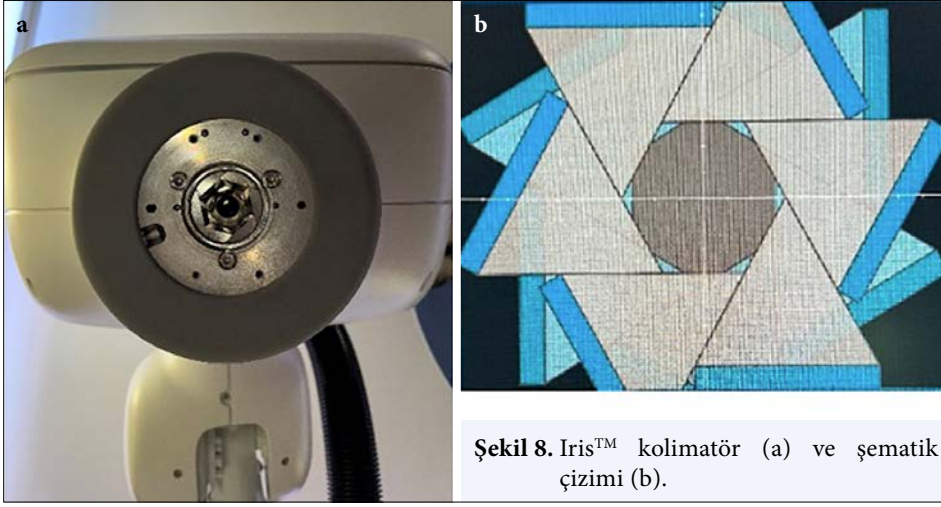
**Şekil 7.** X-Sight Lung E2E testi için kullanılan hareketli fantom.  
E2E: Uçtan uca.

### 3.4. İzosentirik Olmayan Hasta Planları İçin Kalite Güvence Testleri

E2E testi, CyberKnife sisteminin tüm bileşenlerinin toplam hatasını nicel olarak ölçmeyi sağlamaktadır. Ancak, bu testler izosentirik tedavi planları üzerinden yapıldığından dolayı CyberKnife sistemlerinde sıklıkla kullanılan izosentirik olmayan planlar ile yapılan tedavilerin doğruluğu hakkında bilgi vermemektedir. Bu planların doğrulanması amacıyla hasta tabanın QA'lerin yüksek çözünürlüklü dozimetri sistemleri kullanılarak bir fantom üzerinde yapılması önerilmektedir.[9]

Her ay, klinikte kullanılan her bir izleme yöntemi, Path ve kolimasyon sistemi kombinasyonu üzerinden dönüşümlü olarak bir intrakraniyal ve bir ekstrakraniyal hasta tabanlı QA testi yapılmalıdır.[14] Bu testte ölçülecek planın alan boyutlarına ve doz dağı-





Şekil 8. Iris™ kolimatör (a) ve şematik çizimi (b).

lımlarına uygun bir dozimetri sistemi kullanılması önerilmektedir. Radyokromik film, özellikle küçük kolimatörlerde (<10 mm) yüksek çözünürlüğü nedeniyle şiddetle tavsiye edilmektedir.[14]

Ölçülen ve hesaplanan dozların gama indeksi analizi ile karşılaştırılması durumunda gama kriterlerinin %2/2mm olması önerilmektedir.[12] Yüksek doz bölgesindeki (>%50'lik izodoz bölgesi) karşılaştırmalar sonucunda gama geçiş oranı %90'nın üzerinde olmalıdır.[12] Synchrony takip sistemi için yüksek doz bölgesinde %90'nın üzerindeki geçiş oranı %3/3mm'lik gama kriteri ile sağlanmalıdır.[9]

Literatürde gama indeksi analizini kullanan 2B düzlemsel dozimetri sistemlerinin CyberKnife hasta tabanlı QA'lerindeki performansını değerlendiren çalışmalar mevcuttur.[21,22] Bununla birlikte X Jin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada gama indeksi analizindeki geçiş oranının doz hacim histogramı (DVH) ile korelasyonun zayıf olduğunu ve DVH tabanlı QA yöntemlerinin daha faydalı analizler sağlayabileceğini belirtmişlerdir.[23] AAPM TG 218 ise gama indeksi analizinin her yapıya özgü yapılmasını önermektedir.[24] CyberKnife için tercih edilecek dozimetrik sistemlere karar verme aşamasında hasta tabanlı QA araçlarının bu açıdan da değerlendirilmesinde fayda olabilir.

### 3.5. Iris™ Alan Boyutu Doğrulaması

Iris™ kolimatörünün değişken tasarımı (Şekil 8), kullanıcılara tedavi sırasında ışını şekillendirmede esneklik sağlarken, oluşturulan alan boyutlarının uzun vadeli stabilitesinin ve tekrarlanabilirliğinin doğrulamasını gerektirir.

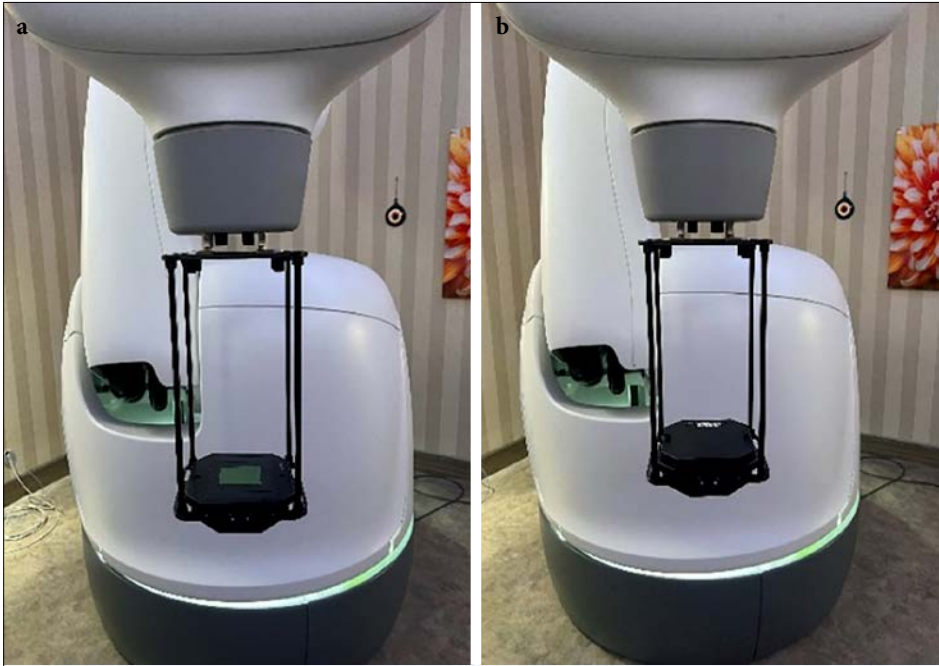
Üretici firma Iris™ alan boyutu doğrulaması için radyokromik film kullanımını önerir ve bu test için sistemle birlikte özel bir film tabanlı araç (Iris QA aracı)

ve yazılım sağlamaktadır (Şekil 9).[10] Iris QA aracı, *BirdCage*'e monte edilebilen 5 cm kalınlığında akrilik bir alt plakayı ve 15 mm kalınlığında bir *Build-up* plakasını içerir. Bu aracın *BirdCage*'e monte edilmesi ile ölçüm sırasında filmin kaynaktan 800 mm uzaklıkta konumlandırılması sağlanır. Ölçülecek alan boyutuna uygun büyüklükte film kesilerek alt plakaya Şekil 9'daki gibi yerleştirilmeli ve *Build-up* kapatılmalıdır. Belirlenen alan boyutunda 600 MU verilerek ışınlanma yapılmalı ve film Iris™ QA aracından çıkarılarak taranmalıdır. Taranan film Iris™ QA film analiz yazılımına aktarılmalı ve referans veriler ile karşılaştırma yapılarak analiz edilmelidir. Referans veriler kurulum ölçümlerinin tamamlanmasından hemen sonra elde edilmelidir. Iris™ alan boyutu doğrulanmasında kabul edilen tolerans değeri  $\pm 3$  mm, aksiyon alma düzeyi  $\pm 5$  mm'dir.[14] Literatürde film tabanlı ölçümlerin uzun zamanlar almasından dolayı, Iris™ QA için filmsiz yöntemler de önerilmiştir.[25,26]

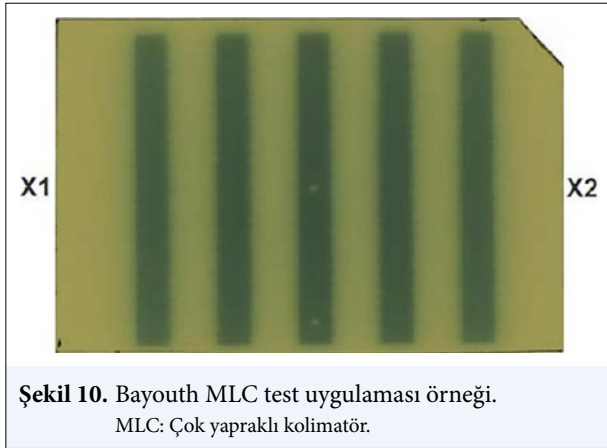
### 3.6. Garden Fence MLC Testi

*Picket Fence* Testi hassas olmasına rağmen, örtüşen penumbralardaki karmaşıklık nedeniyle bireysel yaprak pozisyonlarının analizi için uygun değildir. Bu nedenle, Bayouth veya *Garden Fence* testi, yaprak konumlandırma doğruluğunun nicel ölçümü için kullanılır.[27]

Bölüm 2.8'de anlatılan *Picket Fence* testinde anlatıldığı gibi film kesilmeli ve MLC QA aracı ile MLC kafasına takılmalıdır. MLC'ler ile genişliği 10 mm olan şeritler oluşturulmalı ve şeritler arasında 15 mm boşluk bırakılmalıdır. Şerit başına 170 MU verilerek ışınlanma yapılmalı ve film çıkarılmalıdır. Işınlanmış film, 600 dpi çözünürlüğe sahip bir optik tarayıcı kullanılarak taranmalı ve film hizalama yazılımıyla radyopak işaretlere dayanarak filmin merkezi ve rotasyonu otomatik olarak



**Şekil 9.** BirdCage'e monte edilmiş Iris QA aracına filmin pozisyonlanması (a) ve *Build-up*'ın kapatılması (b).  
QA: Kalite güvence.



**Şekil 10.** Bayouth MLC test uygulaması örneği.  
MLC: Çok yapraklı kolimatör.

belirlenmelidir. Şekil 10 hizalanmış örnek bir *Garden Fence* testi gösterilmektedir. Hizalanmış film görüntüsü, Bayouth testi analizini destekleyen üçüncü parti bir yazılıma aktarılarak nicel analizi yapılmalıdır.[10]

*Perch* pozisyonunda gerçekleştirilen bir *Garden Fence* testi için şu kriterler karşılanmalıdır: beklenen pozisyonlardan ortalama her bir bank için bank sapması 0,2 mm'den küçük veya eşit olmalıdır ve ölçülen yaprak konumlarının en az %90'ı beklenen konumdan her bir bank için 0,5 mm veya daha az bir sapmaya sahip olmalıdır. Her bankdaki tek bir yaprak için, beklenen pozisyonun 0,5 mm'den büyük en fazla 1 sapma olabilir. Her bank için

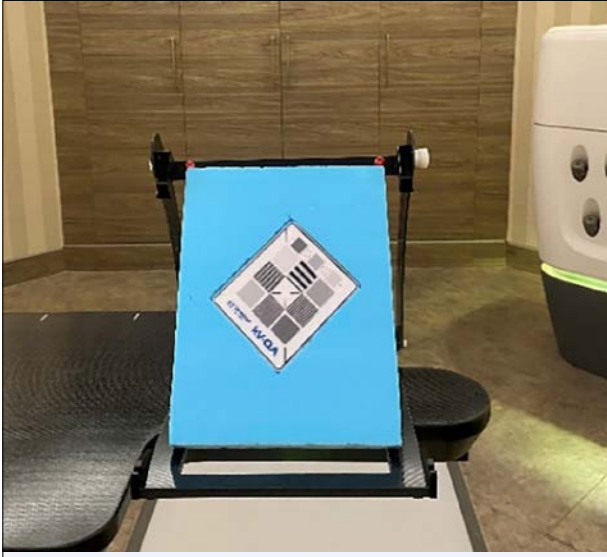
bütün ölçülen yaprak pozisyonları 0,95 mm'den düşük olmalıdır. Herhangi bir Linak açısında gerçekleştirilen *Garden Fence* testleri için, her bank için bütün ölçülen yaprak pozisyonları 0,95 mm'den düşük olmalıdır. Yukarıdaki tolerans değerleri, 800 SAD'de ifade edilmelidir.[10]

### 3.7. Amorf Silikon Dedektörlerin Düşük Kontrastlı Ayrıntıların Görünürlüğü ve Uzaysal Çözünürlüğü

Bu testte düzlemsel kV görüntülerinin QA'sı için tasarlanmış bir fantomun (Şekil 11) tedavi konsolunda görüntülerinin alınması gerekmektedir. Fantomun düşük ve yüksek kontrastlı yapıları yatay yöne doğru 45 derece döndürülerek fantom, görüntüleme sisteminin merkez eksenlerine dik olacak şekilde hizalanmalı (Şekil 11) ve her bir dedektör için ayrı ayrı görüntüleme yapılmalıdır. Görüntüleme öncesinde X-ışını tüplerinin ısıtıldığından emin olunmalıdır. Görüntülerde düşük kontrastlı görünürlük ve yüksek kontrastlı uzaysal çözünürlük nitel olarak değerlendirilmeli (örneğin görülebilen düşük kontrastlı nesnelerin maksimum sayısı, maksimum çizgi çifti sayısı gibi) ve kurulum sonrası elde edilen referanslarla karşılaştırılmalıdır.[14]

### 3.8. Tedavi Masasının Doğruluğu

Tedavi masasının kalite kontrol testi, masanın mekanik doğruluğunun ve güvenlik kilitlerinin üretici spesifikas-



Şekil 11. kV QA fantomu ve pozisyonlandırılması.  
QA: Kalite güvence

yonlarına uygun olup düzgün çalıştığını göstermektedir. Masa hareketlerinin mekanik doğruluğu, mekanik bir cetvel ve dijital bir su terazisi kullanılarak değerlendirilebilir. Standart AXUM için masa hareketlerinin doğruluğu, düzlemlerde  $\pm 5'$ ten ve rotasyonlarda  $\pm 0.3^\circ$ 'den daha az olmalıdır.[10] Robotik tedavi masası (RoboCouch™) için daha katı toleranslar uygulanabilir.

### 3.9. Lazer Işınının İzokristalde Görülebilirliğini Doğrulamak

Bu test robotun mekanik doğruluğunun kalite kontrolünü sağlayan üç seviyeli testlerin ikincisidir.[12] Planlama sisteminde herhangi bir fantomun üzerinde izosentrik bir plan oluşturulmalıdır. *Isopost* zeminde bulunan görüntüleme çerçevesine yerleştirilmeli ve oluşturulan plan tedavi konsolunda 'Demonstration' modunda (planın yürütüldüğü ancak x-ışını yerine lazer ışınının kullanıldığı özel bir mod) iletilmelidir. Kullanıcı bu iletim sürecinde oda içinde bulunarak lazerin her bir Nod'da izokristale yansıdığını gözlemlemelidir. Testin toleransı  $\pm 1,5$  mm'dir.[12]

## 4. ÜÇ AYLIK KALİTE GÜVENCESİ TESTLERİ

### 4.1. Işın Simetrisi ve Şekli

Işın simetrisi ve şekli, en büyük kolimatör (60 mm) kullanılarak 50 mm derinlikte alınan ölçümlerin kurulum ölçümleriyle karşılaştırılmasıyla değerlendirilmelidir. Ölçümler su fantomu, film dozimetrisi veya dedektör düzlemleri kullanılarak elde edilebilir.[10] Işın simetrisi

PEG'de Denklem 4 olarak tanımlanır.[10] Simetri ölçümlerinde tolerans değer %2, aksiyon alma değeri %3'tür.[14]

$$D(x)/D(-x)]_{max} \cdot \%100 \quad (4)$$

CyberKnife lineer hızlandırıcısında bir düzleştirici filtre bulunmadığından, ışın profilleri ışının merkezi kısmında eğimlidir. Bu nedenle, radyoterapi ışınları için normalde ölçülen "düzlük" kavramı burada geçerli değildir. Bu test için film dozimetrisi gibi bir yöntem kullanıldığında kurulum ölçümleri ile uyumun %2/2mm gama kriterinde %90'ın üzerinde olması gerekmektedir. [14] Bu uyum %3/2mm'de gama kriterinde sağlanmadığı takdirde aksiyon alınması önerilir.[14] Alternatif olarak detektör düzlemi veya su fantomu kullanıldığında %80'lik nominal alan içerisinde en az 3 radyal lokasyonda (örneğin merkezden 10mm, 15mm ve 25mm uzaklıkta) kurulum ölçümleri ile uyum aranmalıdır. Bu uyum %1'den fazla farklılık göstermemelidir.[9]

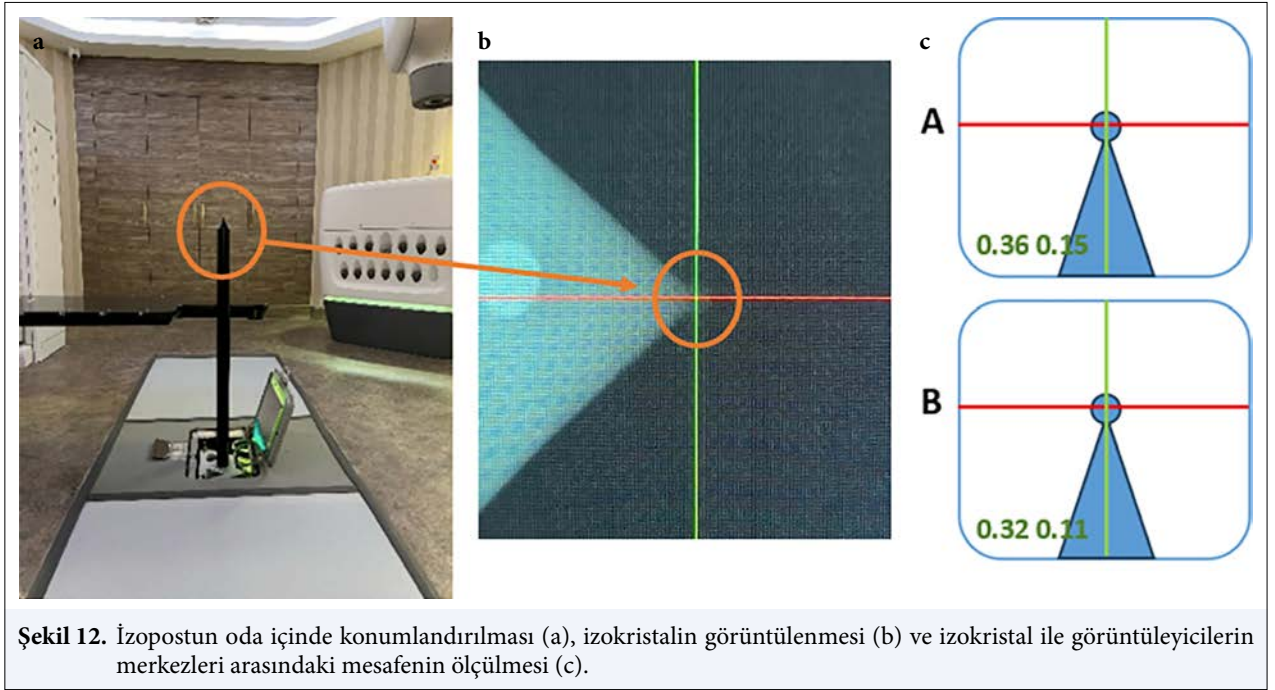
### 4.2. Görüntüleme Sisteminin Mekanik Hizalanması

Görüntüleme sisteminin mekanik hizalanmasının kontrolünün yapılması, hastanın tedavi sırasında doğru pozisyonlanmasını sağlamak amacıyla önemlidir. Bu hizalama kontrolü, izopostun zeminde bulunan görüntüleme çerçevesine yerleştirilmesiyle ve ucundaki izokristalin (ışığa duyarlı boncuk) görüntüsünün elde edilmesiyle gerçekleşir (Şekil 12). Alınan görüntülerde izokristalin pozisyonu belirlenir ve izokristalin ağırlık merkezi ile görüntüleyicilerin merkezleri arasındaki mesafe ölçülür. Bu mesafenin 0.5 mm içinde kalması, sistemin hassasiyetini korumak ve doğru hedefleme yapabilmek için gerekli olan ideal sapma aralığıdır. Tolerans aralığının dışına çıktığında (örneğin 1 mm'den fazla sapma), sistemde bir hizalama sorunu olduğu düşünülür.[14]

## 5. YILLIK KALİTE GÜVENCESİ TESTLERİ

### 5.1. TPR / PDD ve Işın Verim Faktörleri

Klinikte kullanılan her bir kolimasyon sistemi (Sabit, Iris™, InCise™ MLC) için, en büyük ve en küçük alan boyutları dahil olmak üzere, az üç alan boyutu için TPR (veya PDD) (kurulum ölçümlerinde hangisi tercih edilmişse) ve verim faktörleri kurulum ölçümleri ile karşılaştırılmalıdır. Su fantomunda alınan bu ölçümlerde, özellikle PDD ve verimi faktörleri dedektör tasarımına karşı oldukça hassas olduğu için kurulum sırasında kullanılan dedektörün ayısının kullanılması önerilir. [14] Kurulum ölçümleri ile uyum  $\pm 1$  içerisinde olmalıdır. Aksiyon alma değeri  $\pm 2$  olup, bu değerlerin üzerindeki sonuçlarda düzeltme yapılmalıdır.[14]



## 5.2. Işın Profil Sabitliği

Işın profili, belirli bir derinlikteki soğurulan doz miktarının ışın merkez eksenindeki soğurulan doz miktarına oranıdır.[28,29] Işın profili ölçümleri en büyük ve en küçük kolimatörleri içeren en az üç kolimatör sistemi ile beş farklı derinlikte yapılmalı ve ölçüm öncesinde hızlandırıcı merkezi eksen lazeri ile radyasyon alanı merkezinin 1 mm'den daha iyi bir hassasiyetle uyduğu doğrulanmalıdır (bkz. Bölüm 5.4).[9] Alınan profil ölçümleri Bölüm 4.1'de anlatıldığı şekilde referans verileri (kurulum verileri) karşılaştırılmalı ve ölçümler arasındaki uyum %1 içinde olmalıdır.[12] %1'in üzerinde olması durumunda düzeltme yapılmalıdır.[12]

## 5.3. Doz Verim Doğrusallığı

Doz verimi doğrusallığı, klinikte ışın başına verilen MU aralığında, en yüksek ve en düşük MU'da dahil edilerek ölçülmelidir. Doğrusallık, birincil iyon odasının son okumasına dayalı olarak, verilen MU başına dedektör okumasının oranı olarak hesaplanmalıdır. Doğrusallık, 10 ile 1000 MU arasındaki birikmiş dozlarda, %  $\pm 1$  veya 1 MU (hangisi daha büyükse) içinde olmalıdır.[9,14]

## 5.4. Merkezi Eksen Işınının Lazerinin Göreceli Konumunun, Temel Alındığı Eksenden Sapmadığını ve Radyasyon Merkezi Eksenine Çakıştığını Doğrulanması

Bu test Linak lazer ve radyasyon ışınının hizalanıp hizalanmadığını kontrol etmektedir. Özellikle kurulum ölçümleri yapılmadan önce, lazer ışını ayarı ile radyasyon

alanının kesişmesi doğrulanmalıdır. Lazerin mekanik hizalamasını ve radyasyon ışını merkez eksenine uyumunu kontrol etmek için cihaza 40 mm'den küçük bir sabit kolimatör (15 mm AQA testleri için kullanılan filmin her iki görüntü için kullanılabilmesini sağlayabileceği için uygun olabilir.) ve Pinhole takılmalıdır. Radyasyon kaynağından iki farklı mesafede (örneğin BirdCage'de ve yerde) film üzerine ışınlamalar yapılarak lazerin ortogonalitesinin değerlendirilmesi önerilmektedir.[14]

## 5.5. İkinci Dereceden Yol (Path) Kalibrasyonunun Doğrulanması

Bu test robotun mekanik doğruluğunun kalite kontrolünü sağlayan üç seviyeli testlerin üçüncüsüdür.[12] Genellikle kabul testinde ve 2. seviye QA'sının başarısızlığından sonra gerçekleştirilir. Sonuçlar nicelikseldir ve tek tek veya kombinasyon halinde değerlendirilebilen Nod başına sapmaların ayrıntılı bir listesi üretilir. Tüm sonuçlar kaydedilmeli ve hiçbir Nod'un 0,5 mm sapmayı veya toplam RMS sapmasının 0,3 mm'i aşmadığı doğrulanmalıdır.[9] Bir *Path* bu kriterleri karşılamıyorsa, lazer konumunun kaymış olabileceğini kontrol etmek için önce ışın-merkez eksen lazerinin konumu test edilmelidir (bkz. Bölüm 5.4). Lazerin aynı konumda olduğu doğrulanırsa ve/veya AQA ve E2E testleri spesifikasyon sınırlarının dışındaysa, yeniden tam bir *Path* kalibrasyonu gerekmektedir.[9] Klinik olarak kullanılan tüm *Path* setleri için ikinci seviye kalibrasyonunun doğrulanması yıllık olarak gerçekleştirilmelidir. Bu test, önleyici bakımın bir parçası olarak veya bir *Path* kalib-

rasyonu sırasında yapılırsa, doğrulama raporları yıllık kalite kontrolünün bir parçası olarak bir medikal fizikçi tarafından incelenmelidir.[14] Medikal fizik uzmanı bu test için servis mühendisinden destek almalıdır.[14]

### 5.6. En Az 20° Faz Kaymasıyla E2E Synchrony® Testinin Çalıştırılması ve Statik Işınlamayla Karşılaştırılıp Penumbra Yayılımının Analiz Edilmesi

LED işaretleyiciler ile internal hareket arasında faz kayması ile gerçekleştirilen bir *Synchrony®* E2E testi, sistemin internal ve eksternal hareketi arasındaki gecikmeyi düzeltme yeteneğini ölçmektedir. Bu test, en az 20° faz kayması ile yapılmalı ve penumbra yayılımı statik ışınla- ma ile karşılaştırarak analiz edilmelidir. 20° faz kayması, *Synchrony®* kalite güvence aracı hareket fantomunu (Şekil 7) ayarlayarak elde edilmektedir. Radyal hatada 1mm ve penumbradaki 2mm'lik bir değişiklik tolerans dahilinde iken aksiyon alma değeri sırasıyla 1.5 mm ve 3 mm'dir.

### 5.7. MLC Geçirgenliği ve Sızıntısı

MLC sisteminin doğruluğunu ve güvenliğini değerlendirmek için *Picket Fence* ve *Garden Fence* testlerine ek olarak, MLC yapraklarının geçirgenliğinin ve sızıntısının da ölçülmesi önerilmektedir.[12] Yaprakların geçirgenliği ve yapraklar arasındaki sızıntısı, hasta çevresindeki normal dokulara gereksiz radyasyon maruziyetini en aza indirmek için dikkatlice izlenmeli ve kontrol edilmelidir. Bu ölçümler, EBT tipi film, iyon odaları, TLD'ler (Termoluminesans Dozimetreler) gibi çeşitli yöntemler kullanılarak ölçülebilir.[10] AAPM TG 142, MLC geçirgenliğinin ve sızıntısının yıllık olarak test edilmesini önermektedir.[29] MLC geçirgenliği ve sızıntısı %0.5'ten az, ortalama değeri ise %0.3'ten düşük olmalıdır.[12]

### 5.8. X-ışın Tüplerinin Kalite Güvencesi

TLS 'nin doğruluğu ve tutarlılığı, sistemdeki her bir X-ışını tüpünün radyasyon performansına ve düz panel dedektör sisteminde oluşturulan radyografik görüntülerin kalitesine bağlıdır. Bu nedenle her bir X-ışını jeneratörünün kV ışınlama süresinin doğruluğunu ve hassasiyetini ölçmek ve göstergelerle uyumunu kontrol etmek gerekmektedir. CyberKnife cihazının görüntüleme sistemi diagnostik amaçlı kullanılan X-ışını jeneratörlerinden oluşmaktadır. Bu noktada QA ölçümlerinin enerji aralığı uygun olan, yüksek doğruluklu ve stabil, diagnostik X-ışınlarında kalibre edilmiş dedektörlerle ve elektrometrelerle yapılması gerekmektedir.

#### 5.8.1. kVp, mA ve Zamanlayıcı Doğruluğu

Tüplerin kV ve zaman ayarlarının doğruluğu ve hassasiyetini değerlendirmek için dedektör, test edilen X-ışını tüpüne bakan izomerkeze yerleştirilmelidir. Klinik ola-

rak kullanılan kV ayarlarında (80–150 kV) ve sabit ışınlama süresinde (100 ms), mA ayarını bağımsız olarak değiştirerek 5 ila 30 mAs aralığındaki mAs değerleri için bir dizi ışınlama elde edilir. Doğruluk, deneysel ölçümler kümesinin ortalama değerinin beklenen nominal değerden sapması olarak tanımlanır. Hassasiyet ise her bir deneysel değer için ortalama deneysel değerden sapması olarak söylenebilir. Bu çerçevede kV doğruluğu ve hassasiyeti sırasıyla % 10 ve %5 arasında olmalıdır.[30]

#### 5.8.2. X-ışını Çıkışının Doğrusallığı ve Tekrarlanabilirliği

X-ışını çıkış doğrusallığının, sabit enerji tepkisi olan bir katı hal dedektörü ve bu dedektöre bağlı diagnostik ışınlarda kalibre edilmiş elektrometre ile ölçülmesi önerilmektedir. Doğrusallık ölçümünde dedektör test edilen X-ışını tüpüne bakan izomerkeze yerleştirilmelidir. CyberKnife cihazında rutin olarak kullanılan kV değerleri (80 kV ila 120 kV) için bir dizi ışınlama gerçekleştirilerek kaydedilmelidir. Işınlama süresini 100 ms'de sabit tutarak 5 mAs ile 30mAs değerleri için ölçümler alınır.[30] kV ışını çıkış doğrusallığı Denklem 5 ile hesaplanmalı ve % 10 dan küçük olması beklenmektedir.

$$\text{Doğrusallık} = \frac{\left(\frac{mR}{mAs}\right)_{\max} - \left(\frac{mR}{mAs}\right)_{\min}}{\left(\frac{mR}{mAs}\right)_{\max} + \left(\frac{mR}{mAs}\right)_{\min}} \quad (5)$$

### 5.9. Amorf Silikon Dedektörün Kontrast, Gürültü ve Uzaysal Çözünürlüğünün Nicel Değerlendirilmesi

Aylık görüntü kalitesi testinin (bkz. Bölüm 3.7) daha nicel bir versiyonu olan bu test, yılda bir kez veya kV görüntüleme sistemine yapılan herhangi bir önemli servisin ardından yapılmalıdır. Şekil 11'deki fantomla alınan ham veya işlenmiş görüntüler, tedavi konsol bilgisayarından alınmalı ve bir yazılım aracılığı ile nicel olarak analiz edilmelidir.[14]

### 5.10. Kalite Güvence Referanslarının Bağımsız Olarak İncelenmesi ve Güncellenmesi

CyberKnife tedavi sisteminin güvenli kullanımı için kliniklerde günlük, aylık, üç aylık, yıllık ve büyük değişim içeren arıza/bakım sonrası uygulanacak testleri içeren bir QA programının oluşturulması son derece önemlidir. AAPM 135 numaralı raporunda tüm medikal fizik uzmanlarının Cyberknife kalite güvencesi konusunda bilimsel literatürü yakından izlemelerini ve yaşam boyu öğrenme süreçlerinin bir parçası olarak mesleki toplantılar sırasında eğitim fırsatlarından yararlanarak güncel gelişmeleri takip etmelerini önermektedir.[9] Klinikte kullanılan kalite güvence prosedürünün, bilimsel geliş-

melerin ışığında incelenerek güncellenmesi, doğru ve güvenli bir tedavinin uygulanabilmesi açısından önemlidir. Ayrıca yapılan tüm testlerin referansları yıllık olarak tekrar gözden geçirilmeli, gerekiyorsa yenilenmelidir.

## 6. SONUÇ

Bu rapor, CyberKnife radyocerrahi sistemini kullanarak kaliteli bir tedavi sonucunun teknik gereksimlerini sağlamak için yazarların kendi kişisel tecrübelerine ve bu konuda yayınlanmış önemli protokollerin önerilerine dayanarak bir dizi kalite güvence prosedürü sunmaktadır. Nihai olarak, bu prosedürleri uygulama sorumluluğu, klinik medikal fizikçiye aittir. Teknolojinin sürekli değişmesi ve cihaza eklenebilecek güncellemelerin devam edebileceği düşünüldüğünde bu önerilerin zamanla uyarlanması gerekeceği kesindir. Bu bağlamda, gelecekteki gelişmelere rebehlik edilecek ve temel QA felsefesi olarak hizmet edecek bir rapor yazmayı amaçladık. Tüm klinik medikal fizikçilerin, CyberKnife radyocerrahi QA ile ilgili bilimsel literatürü yakından takip etmelerini ve mesleki toplantılar sırasında sunulan sürekli eğitim fırsatlarından faydalanmalarını şiddetle tavsiye ediyoruz.

**Yazma Yardımı İçin Yapay Zeka Kullanımı:** Hiçbir yapay zeka teknolojisi kullanılmadı.

**Çıkar Çatışması:** Bildirilmemiştir.

**Finansal Destek:** Maddi destek alınmamıştır.

**Hakem Değerlendirmesi:** Dış bağımsız.

## KAYNAKLAR

- Gagnon GJ, Nasr NM, Liao JJ, Molzahn I, Marsh D, McRae D, et al. Treatment of spinal tumors using cyberknife fractionated stereotactic radiosurgery: Pain and quality-of-life assessment after treatment in 200 patients. *Neurosurgery* 2009;64:297–306
- Linskey ME, Andrews DW, Asher AL, Burri SH, Kondziolka D, Robinson PD, et al. The role of stereotactic radiosurgery in the management of patients with newly diagnosed brain metastases: A systematic review and evidence-based clinical practice guideline. *J Neurooncol* 2010;96(1):45–68.
- Rusthoven KE, Kavanagh BD, Cardenes H, Stieber VW, Burri SH, Feigenberg SJ, et al. Multi-institutional phase I/II trial of stereotactic body radiation therapy for liver metastases. *J Clin Oncol* 2009;27:1572–8.
- Svedman C, Karlsson K, Rutkowska E, Sandström P, Blomgren H, Lax I, et al. Stereotactic body radiotherapy of primary and metastatic renal lesions for patients with only one functioning kidney. *Acta Oncol* 2008;47(8):1578–83.
- Timmerman R, Paulus R, Galvin J, Michalski J, Straube W, Bradley J, et al. Stereotactic body radiation therapy for inoperable early stage lung cancer. *JAMA* 2010;303: 1070–6.
- Adler Jr JR, Chang SD, Murphy MJ. The Cyberknife: A frameless robotic system for radiosurgery *Stereotact Funct Neurosurg* 1997;69:124–8.
- Kuo JS, Yu C, Petrovich Z. The CyberKnife stereotactic radiosurgery system: Description, installation, and an initial evaluation of use and functionality. *Neurosurgery* 2003;53:1235–9.
- Quinn AM. CyberKnife: A robotic radiosurgery System *Clin J Oncol Nurs* 2002;6:149–56.
- Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, Cohen AB, Garrett JA, Lee CL, et al. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. *Med Phys* 2011;38:2914–36.
- Physics Essentials Guide (P/N 1075878). Accuray Inc. Available at: <https://accurayexchange.com/wp-content/uploads/2024/06/1061027.pdf>. Accessed Jan 30, 2025.
- Sharma SC, Ott JT, Williams JB, Dickow D. Commissioning and acceptance testing of a CyberKnife linear accelerator. *J Appl Clin Med Phys* 2007;8(3):119–125.
- Conti A, Romanelli P, Pantelis E, Soltys SG, Cho YH, Lim M. CyberKnife NeuroRadiosurgery: A Practical Guide. New York City: Springer; 2020.
- Lutz W, Winston KR, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988;14:373–81.
- Vandervoort E, Patrocínio H, Chow T, Soisson E, Nadeau DB. COMP Report: CPQR technical quality control guidelines for CyberKnife® Technology. *J Appl Clin Med Phys* 2018;19:29–34.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). Technical Report Series (TRS) No. 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Available at: [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS398\\_scr.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS398_scr.pdf). Accessed Jan 28, 2025.
- Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 1999;26:1847–70.
- McEwen M, DeWerd L, Ibbott G, Followill D, Rogers DW, Seltzer S, et al. Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams. *Med Phys* 2014;41:1–20.
- Palmans H, Andreo P, Huq MS, Seuntjens J, Christaki KE, Meghifene A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA–AAPM international code of practice for reference and relative dose determination. *Med Phys* 2018;45:e1123–e1145.

19. Alfonso R, Andreo P, Capote R, Huq MS, Kilby W, Kjäll P, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys* 2008;35:5179–86.
20. Francescon P, Kilby W, Satariano N, Orlandi C, Elshamandy S. The impact of inter-unit variations on small field dosimetry correction factors, with application to the CyberKnife system. *Phys Med Biol* 2019;64:035006.
21. Infusino E, Ianiro A, Luppino S, Nocentini S, Pugliatti C, Soriani A. Evaluation of a planar diode matrix for SRS patient-specific QA in comparison with GAFchromic films. *J Appl Clin Med Phys* 2023;24:e13947.
22. Xu Q, Fan J, Vinogradskiy Y, Chawla AK, Kubicek G, Yang H, et al. Feasibility of patient-specific quality assurance (PSQA) for real-time robotic stereotactic body radiotherapy (SBRT) based on tumor motion traces. *J Appl Clin Med Phys* 2024;25:e14352.
23. Lin X, Yan H, Han C, Zhou Y, Yi J, Xie C. Correlation between gamma index passing rate and clinical dosimetric difference for pre-treatment 2D and 3D volumetric modulated arc therapy dosimetric verification. *Br J Radiol* 2015;88(1047):20140577.
24. Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM task group no. 218. *Med Phys* 2018;45(4):e53–e83.
25. Sibata CH, Thongphiew D, Copenhaver J, Allison RR. Reproducibility of the iris collimator for Cyberknife treatments. *Int J Radiat Oncol* 2010;78:S789.
26. Gersh J. WE-AB-BRB-10: Filmless QA of CyberKnife MLC-collimated and Iris-collimated fields. *Med Phys* 2015;42:3651–2.
27. Bayouth JE, Wendt D, Morrill SM. MLC quality assurance techniques for IMRT applications. *Med Phys* 2003;30:743–50.
28. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2009;36:4197–212.
29. Chui CS, Mohan R. Off-center ratios for three-dimensional dose calculations. *Med Phys* 1986;13:409–12.
30. Shepard SJ, Boone JM, Cody D, Fisher JR, Frey GD, Glasser H, et al. Quality control in diagnostic radiology, 2002, AAPM. Report no 74.