

# 세기조절방사선치료 품질보증 지침서

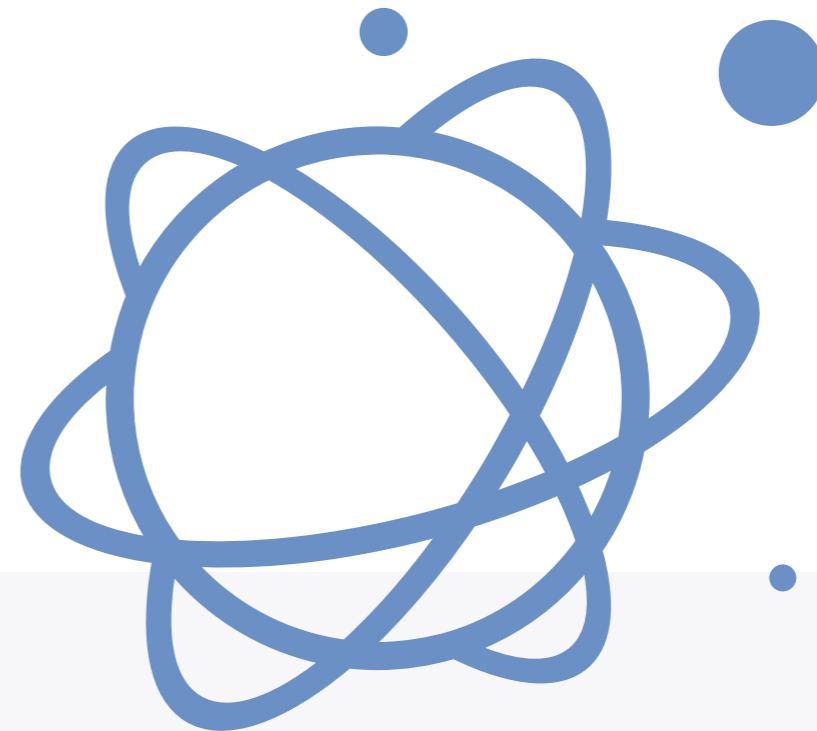
Intensity Modulated Radiation Therapy Quality Assurance Guideline



**대한방사선종양학회**  
The Korean Society for Radiation Oncology

Intensity Modulated Radiation Therapy Quality Assurance Guideline

The Korean Society for Radiation Oncology



The Korean Society for  
Radiation Oncology



## 세기조절방사선치료 품질보증 지침서 (Intensity Modulated Radiation Therapy Quality Assurance Guideline)

세기조절방사선치료(IMRT)에서는 사전 수립된 계획과 환자에 선량을 전달하는 치료 사이에서 수많은 준비 작업과 계산, 그리고 기기들의 동작들이 매우 정밀하고 복잡하게 이루어지기 때문에 치료 전에 모든 것을 일일이 확인하기는 불가능합니다. 하여 계획대로 정확하게 선량을 목표에 전달하는 것을 보증하기 위하여 치료 시작 전 모든 치료계획마다 종단 간 일련의 독립된 확인 작업을 수행하여야 합니다.

지난 20년간 가장 보편적으로 수행되었던 치료 전 측정 기반의 IMRT 품질보증(QA)은 기대했던 것보다는 치료 오류에 대한 민감성이 크지 않은 것으로 알려져 있고 IMRT QA 결과와 임상 결과와의 연관성이 약하다는 여러 주장도 있습니다. 하지만, 이러한 사실들로 인하여 치료 전 IMRT QA의 가장 기본적인 역할까지 부정되었던 것은 아닙니다. 뉴욕 타임즈에서 보고되었던 치료 사고와 같은 여러 가슴 아픈 사례들에서 치료 전 QA가 제대로 수행되었더라면 사전에 예방할 수 있었다는 사실은 매년 QA의 중요성을 확인해 주고 있습니다.

실시간 모니터링 IMRT QA, 환자 장기 별로 전달되는 선량을 예측하는 등의 여러 최신 IMRT QA 기법들이 소개되고 있고 상용으로 시판 중인 제품도 다수 존재합니다. 그러나 현재 대부분의 기관에서는 치료 전 측정 기반의 IMRT QA를 실시하고 있는 상황에서 현실적으로 새로운 최신 QA기법 도입을 위하여 필요한 더 많은 비용과 인력의 확보가 쉽지 않은 실정입니다. 또한 최신 기법의 특성 및 구체적인 활용에 대해서는 여전히 논의가 되고 있는 상황으로 아직은 검토가 더 필요하다고 사료됩니다.

본 지침서에서는 기존의 치료 전 측정 기법에 기반을 둔 환자 별 IMRT QA에 대해 집중적으로 다루고자 합니다. 관련된 수많은 지침서들과 축적된 경험들을 토대로 현재 국내의 모든 방사선치료 기관들에서 IMRT QA가 수행되고 있습니다. 그러나 선량 측정, 결과 분석, 후속 조치의 측면에서 표준화된 수행 항목과 기준의 부재 또한 현실임을 무시할 수 없을 것입니다. 실제 미국의 영상 및 방사선종양학 담당 핵심부서(IROC)에서 실시하였던 IMRT QA 팬텀을 이용한 표준화된 조사 연구에서 전체 기관들 중 10~17%의 경우 QA 결과가 명백히 잘못되었던 것으로 보고하고 있습니다. 이는 부정확한 빔 모델링, 자료 전송의 오류, 우발적인 치료계획 수정 등 다양한 요인으로 인한 결과로 해석되고 있습니다.

보다 효율적인 방법의 개발 및 적용도 중요하지만 실질적으로 보다 나은 치료를 하기 위함이라는 근본적인 목적에서의 논의와 연구가 지속되어야 하며 이로 인하여 방사선치료가 더 안전하고 정확해질 뿐 아니라 방사선치료의 변화와 발전을 가져올 수 있는 잠재력을 가지고 있다고 사료됩니다. 본 가이드라인을 통해 IMRT QA에 대하여 다시금 의미를 새길 수 있는 계기가 되기를 희망합니다.

2023. 03. 27.

방사선종양학회 QA위원회 위원 일동

## 대상 독자(Target Audience)

본 지침서는 의료기관의 방사선종양학과에 종사하는 의사, 의학물리학자, 방사선사 등을 대상으로 세기조절방사선치료 품질보증의 목적과 방법을 설명하고, 각 기관에 맞는 품질보증의 절차를 수립하는데 도움이 되고자 작성되었습니다.

## 이해관계(Disclosure)

본 지침서를 저술한 저자들은 본 지침서와 이해관계 충돌의 여지가 없음을 밝힙니다.

## 저자역할(Contribution)

곽정원(서울아산병원): 총괄

정치영(서울아산병원): 기획 및 작성

최창현(서울대학교병원): 용어 및 작성

정중희(국립암센터): 작성

김지훈(강남세브란스병원): 작성

조광현(삼성서울병원): 작성

정누리현(강원대학교병원): 검토

김병혁(보라매병원): 검토

김은지(원자력병원): 검토

이성욱(국립암센터): 검토

김인중(한국표준과학연구원): 검토

최상현(원자력의학원): 한국의학물리학회 정도관리위원회 검토

윤인하(서울아산병원): 대한방사선치료학회 품질관리위원회 검토

# 목차

---

<b>1. 개요</b>	<b>1</b>
1.A. 세기조절방사선치료 품질보증	1
1.A.i. 세기조절방사선치료	1
1.A.ii. 세기조절방사선치료 품질보증	1
1.B. IMRT QA 수행 이유	1
1.C. 국내외 현황	2
1.C.i. 국외 현황	2
1.C.ii. 국내 현황	3
<hr/>	
<b>2. 분석방법</b>	<b>4</b>
2.A. 선량차이 기법	4
2.B. 일치거리 기법	5
2.C. 복합 분석	6
2.D. 감마 분석	6
2.E. 정규일치성검사	10
2.F. 그 외 분석방법	11
<hr/>	
<b>3. 측정방법</b>	<b>13</b>
3.A. 실조사면 합성검증	13
3.B. 수직 조사면 개별 검증	14
3.C. 수직 조사면 합성 검증	15
3.D. 측정방법의 선택	15
<hr/>	
<b>4. 절대선량 검증 방법 리뷰</b>	<b>17</b>
4.A. 단일 위치 측정	17
4.B. 2차원 측정방법	17
4.C. 3차원 측정방법	18
4.D. 단일 위치, 2차원, 3차원 측정 방법 비교	18
4.E. 재구성 방법	19
4.E.i. 순방향 계산 알고리즘	19
4.E.ii. 선량건드림	19
4.E.iii. 팬텀에서의 3차원 재구성	19
4.E.iv. 분할치료별 환자 투과 기반 품질보증	19

---

---

<b>5. 허용한도와 조치한도</b>	<b>20</b>
5.A. 유저가 사용하는 허용한도와 조치한도	20
5.A.i. 문헌조사	20
5.A.ii. 통과율	21
5.B. 허용한도와 조치한도 정하는 법	22
5.C. 허용한도 설정에 대한 주의점	25

---

<b>6. 권장 사항</b>	<b>26</b>
6.A. 권장하는 측정 방법, 허용한도와 조치한도 및 분석방법	26
6.A.i. 허용한도와 조치한도	26
6.B. IMRT QA 작업 흐름	27
6.C. IMRT QA 결과가 통과하지 못할 시 대처	28
6.C.i. IMRT QA 시행에 대한 일차적인 점검	28
6.C.ii. IMRT QA 관련 소프트웨어 등 분석방법에 대한 점검	28
6.C.iii. IMRT QA plan 및 검출기에 대한 점검	29
6.C.iv. 빔 성능에 대한 점검	29
6.C.v. MLC 작동 이상유무 점검	30
6.C.vi. 치료계획의 특성 평가	30
6.C.vii. 치료계획장치(TPS) 점검	31

---

<b>APPENDIX</b>	<b>32</b>
A. 측정도구 관련 리뷰	32
A.i. 검출기	32
A.i.i. 이온전리함	32
A.i.ii. 전자조사문영상장치(EPID; CCD, SLICs, AMFPD, AMFPIs)	34
A.i.iii. 배열 검출기(Matrix <sup>TM</sup> , Mapcheck <sup>TM</sup> )	34
A.i.iv. 다이오드	35
A.i.v. 열형광선량계(TLD)	36
A.i.vi. 금속산화막 반도체전장효과 트랜지스터(MOSFET)	36
A.i.vii. 필름	36
A.i.viii. 투과 검출기(IQM, dolphin)	37
A.i.ix. 젤(3D)	38
A.ii. 팬텀	39
A.ii.i. 물 팬텀	39
A.ii.ii. 물등가 플라스틱 : 검출기를 넣을 수 있는 판상 팬텀	39

---

---

A.ii.iii. 원통형 팬텀	39
A.ii.iv. 나선형 팬텀	39
A.ii.v. 인체모사 팬텀	40
B. 치료중 IMRT QA	40
B.i. 로그파일 기반의 IMRT QA	40
B.ii. EPID 기반의 IMRT QA	41
B.iii. 투과 검출기를 이용한 IMRT QA	41

---

# 용 어

국문	영문	약어
2차 선량계산도구	Secondary dose calculation tool	
2차원 배열 다이오드	2-D diode array	
2차원 배열 이온전리함	2-D ion chamber array	
3차원 입체조형방사선치료	3-dimentional conformal radiotherapy	3DCRT
MU 조정	MU scaling	
NCS 보고	NCS report	
각의존성	Angular dependence	
감마 기준	Gamma criteria	
감마 분석	Gamma analysis	
감마문턱값	$\gamma$ thresholds	
감마통과율	$\gamma$ passing rate	
개별 조사면	Field by field	
갠트리	Gantry	
검증용 치료계획	Verification plan	
검출기	Detector	
검출기 반응	Detector response	
계통오차	Systematic error	
곡선형엽끝머리	Rounded leaf ends	
곡선형엽끝머리에 대한 동적 유효엽간격	Dynamic leaf-gap for rounded-leaf ends	
관상	Coronal	
광학밀도	Optical density	OD
교정	Calibration	
교정곡선	Calibration curve	
구조	Structure	
국소 허용 임계값	Local acceptance threshold	
금속산화막 반도체전장효과 트랜지스터	Metal-oxide semiconductor field effect transistor	MOSFET
기록 및 검증	Record and Verification	R&V
깊이선량백분율	Percent depth dose	PDD
깊이선량분포	Depth dose	
나선순차적 토모테라피	Spiral sequential tomotherapy	
다엽콜리메이터	Multileaf collimation	MLC
다이콤	Digital imaging and communications in medicine	DICOM
다중캐리지 빔	Multiple carriage beams	
단계별 조사기법(분할)	Step-and-shot technique(segmental)	
단일위치 측정	Point measurement	
대칭도	Symmetry	
동작로그파일	Dynalog file	

국문	영문	약어
등선량분포	Isodose distribution	
등중심	Isocenter	
로그파일기반 도구들	Log file-based tools	
모니터 단위	Monitor units	MU
모형화	Modeling	
몬테카를로 전산모사	Monte Carlo simulation	MC
물등가 플라스틱	Plastic water	
물등가 플라스틱	Water equivalent plastic	
미국의학물리학자협회	American association of physicists in medicine	AAPM
미닫이창 조사기법(동적)	Sliding window technique(dynamic)	
반음영	Penumbra	
방사선크롬 필름	Radiochromic film	
방사선필름	Radiographic film	
배열 검출기	Detector array	
보간법	Interpolation	
보상체	Compensator	
복합 분석	Composite test	
분할	Fraction	
비공면	Noncoplanar	
빔 구획	Beam segment	
빔 모형화	Beam modeling	
사용준비	Commissioning	
선량계산 격자크기	Dose calculation grid size	
선량률	Dose rate	
선량문턱값	Dose threshold	
선량적 유효엽간격	Dosimetric leaf gap	DLG
선량준위	Dose level	
선량차이	Dose difference	DD
선량체적히스토그램	Dose-volume histogram	DVHs
선속분포	Beam profile	
선속전달	Beam delivery	
선속출구	Beam aperture	
세기조절방사선치료	Intensity modulated radiotherapy	IMRT
손상위험장기	Organ at risk	OAR
수직 조사면 개별 검증	Perpendicular field-by-field	PFF
수직 조사면 합성 검증	Perpendicular composite	PC
순방향 계산 알고리즘	Forward calculation algorithm	
시네 모드	Cine mode	
시상	Sagittal	



국문	영문	약어
신뢰한계	Confidence limit	CL
실조사면 합성 검증	True composite	TC
실효측정점	Effective point of measurement	
역투영	Backprojection	
역합성곱	Deconvolution	
연번호	Serial number	
열형광선량계	Thermoluminescent dosimeter	TLD
엽간 및 엽내 투과	Intra- and interleaf transmission	
엽과 엽열 위치	Leaf and bank position	
엽투과	Leaf transmission	
영상 등록	Image registration	
영상 및 방사선종양학 담당 핵심부서	Imaging and radiation oncology core	IROC
오차 막대	Error bar	
완화 시간	Relaxation time	
요철효과	Tongue-and-groove effects	
우연오차	Random error	
유효원자번호	Effective atomic number	
윤곽모사	Contouring	
의학물리학자	Clinically Qualified Medical Physicist	CQMP
이원성 다엽콜리메이터	Binary multileaf collimators	
일차 플루언스	Primary fluence	
일치거리	Distance-to-agreement	DTA
일회선량	Dose per fraction	
자료 전송	Data transfer	
작업집단	Task group	TG-
전달장치	Delivery system	
전역정규화	Global normalization	
전자밀도	Electron density	
전자조사문영상장치	Electronic portal imaging device	EPID
정규일치성 검사	Normalized agreement test	NAT
정위방사선수술	Stereotactic radiosurgery	SRS
젤	Gels	
조각선속	Beamlet	
조사면	Field	
조사면편평도	Beam flatness	
조사회피구조	Avoidance structure	
조절	Modulation	
조절 복잡성	Modulation complexity	
조치한도	Action limits	AL

국문	영문	약어
중합체 젤	Polymerizing gels	
지수	Index	
지역정규화	Local normalization	
체부정위방사선치료	Stereotactic body radiation therapy	SBRT
체적 평균 효과	Volume averaging effect	
체적조절호형방사선치료	Volumetric modulated arc therapy	VMAT
초구	Hypersphere	
최적매개변수	Optimization parameters	
출력	Output	
출력 계수	Output factor	
측방선량분포	Profile	
치료계획	Plan	
치료계획 선량 교란	Plan dose perturbation	PDP
치료계획장치	Treatment planning system	TPS
치료테이블	Couch	
컬러 워시	Color wash	
콜리메이션	Collimation	
콜리메이터	Collimator	
턱	Jaw	
턱맞춤위치	Jaw tracking position	
토모테라피	Tomotherapy	
투과 검출기	Transmission detector	
투과선량	Transmission dose	
파머 전리함	Farmer chamber	
판상 팬텀	Slab phantom	
팬텀	Phantoms	
평행판 전리함	Parallel plate chamber	
폴리스티렌	Polystyrene	
품질	Quality	
품질보증	Quality assurance	QA
프리카게 젤	Fricke gels	
플루언스	Fluence	
플루언스 지도	Fluence map	
하우스필드수	CT number	
행렬	Matrix	
허용한도	Tolerance limits	TL
환자별	Patient-specific	

국문 용어는 방사선종양학회 용어집 제4판을 참고하였으며, 방사선종양학회 용어집에 나오지 않는 부분은 의학물리학회 용어집을 참고하였습니다.



## 1. 개요

### 1.A. 세기조절방사선치료 품질보증

#### 1.A.i. 세기조절방사선치료

조사되는 치료법의 세기조절을 통한 3차원 입체조형방사선치료의 개념은 1990년대 초에 개발된 전달장치[1, 2]와 함께 제안되었습니다.[3-5] 1990년대 중반 IMRT에 대한 최초 임상 경험에 대한 보고서들과[6, 7] 함께, 시스템의 사용준비와 QA에 관한 보고서들이 동시에 출판되었습니다.[8, 9] IMRT 기법은 선속전달 중의 갠트리 각도의 변화 여부에 따라 고정 갠트리 방식과 동적 갠트리 방식으로 나눌 수 있습니다. 고정 갠트리 방식의 IMRT는 단계별조사기법(분할), 미달이창 조사기법(동적), 그리고 보상체 기반의 방법들을 사용합니다. 동적 갠트리 방식의 IMRT는 나선 순차적 토모테라피와 [1, 10] VMAT을 포함합니다. 토모테라피에서는 짧은 시간 안에 열리거나 닫히는 이진 다엽콜리메이터가 사용됩니다. VMAT은 연속적으로 변화하는 선량률, 갠트리의 회전과 함께 동적 MLC를 이용합니다. [11-13] IMRT에서는 3차원 입체조형방사선치료와 비교하여 다양한 세기변조를 반영한 복잡한 조사면을 사용하기 때문에 더 이질적인 선량분포를 보여줍니다.

#### 1.A.ii. 세기조절방사선치료 품질보증

QA에서 강조하는 부분은 잘못된 피폭의 가능성을 최소화하는 것입니다.[14, 15] 방사선치료는 다양한 절차들로 인해 오류가 발생할 가능성이 높아 안전한 치료를 위한 QA 수행이 반드시 필요합니다. 방사선치료에서 처방선량보다 낮은 선량의 전달은 종양 치료의 실패를 유발할 수 있으며, 높은 선량의 전달은 정상 조직 손상의 위험을 증가시킬 수 있습니다. 즉 방사선 방호의 측면에서는 계획된 선량보다 높은 선량의 전달이 보다 중요하게 다루어지지만 치료 결과 측면에서는 계획된 선량보다 낮은 선량의 전달 역시 높은 선량과 같이 중요하게 다루어져야 합니다. 정확한 선량의 전달에 대한 QA는 방사선치료의 모든 영역 및 모든 과정과 절차에 필요하며, QA 프로그램을 포함하는 품질 관리시스템에 대한 다양한 권장 사항이 있습니다.[16-19]

IMRT가 도입되면서, 독립적인 모니터단위계산이 포함된 측정 및 계산 기술 기반의 환자 별 IMRT QA에 대해 여러가지 절차가 제안되었습니다.[20, 21] IMRT가 임상에 도입되기 시작한 초기에 발간된 미국의학물리학회 보고서에서 전달 시스템 및 치료 전 QA에 대해 설명이 되었으며[22], 이후 다양한 선량 계측 기술들이 도입되어 테스트되었고[23], 측정 외 독립적인 선량 계산, 로그 파일 분석을 포함한 다른 종류의 IMRT QA의 가능성에 대해서도 발표되었습니다.[21, 24-29] IMRT QA는 임상 결과를 최적화하기 위하여 환자에 대한 모든 방사선치료의 높은 품질을 지속적으로 보장하는 것을 목적으로 합니다. 방사선치료 과정은 복잡하고 많은 단계와 매개변수가 있을 뿐만 아니라 다양한 그룹의 전문가들의 협력이 필요합니다. IMRT 치료의 모든 절차, 특히 다른 그룹의 전문가들 간에, 다른 절차 상의 단계마다, 정보와 데이터가 전달되는 프로세스 사이의 많은 인터페이스에서 오류와 불확실성의 가능성이 존재합니다.

### 1.B. IMRT QA 수행 이유

IMRT는 전달 시스템, 계획 시스템 및 사용자들에게 높은 수준을 요구하는 복잡한 기술입니다. 방사선치료에서 MLC 관련 오류(엽과 열의 위치와 속도, 요철효과, MLC로 정의된 조사면의 선속분포, 선량적 유효엽간격, 곡선형엽끝머리, 엽투과 등), 콜리메이터 관련 오류(회전, 턱위치, 턱맞춤위치), 모니터단위 조정, 치료계획장치 알고리즘의 한계(조정 복잡성, 소조

사면 모형화, 최소 조각선속 크기, 선량계산 격자크기, 하운스필드수의 전자밀도로의 변화 등), 빔 사전준비, 등 다양한 요인에 의해서 계획대로 치료가 되지 않을 수 있고 대부분 치료 질에 좋지 않은 영향을 미치게 됩니다.[30-34] 이러한 이유로 각 기관은 IMRT 품질보증작업을 수행하지만, IMRT 치료 시 항상 치료계획대로 정확하게 선량이 전달되지 않을 수 있다는 보고가 있습니다. 미국[35, 36]과 유럽[37-39]에서 두경부 팬텀에 기반한 IMRT 치료의 선량계측 감사를 통한 보고를 보면, 선량 허용 기준이 엄격하게 설정되지 않았음에도 불구하고 참여 기관의 약 1/3이 정확도 기준[40]을 충족하지 못했습니다. 또한, 영상 및 방사선종양학 담당 핵심부서(IROC)의 결과에 따르면 폐에서 전체 1052건중 116건, 척추에서 전체 263건중 42건이 팬텀을 이용한 방사선치료의 전달기준을 만족하지 못했습니다.[41] 또한 '의료분야의 방사선안전관리에 관한 기술 기준 별표1 치료용 방사선기기의 품질관리 항목, 주기 및 관리오차'의 바탕이 되는 TG-142기준에 따라 장비가 관리가 되어도 치료계획에서 예상되는 것보다 주변 장기에 들어가는 최대 선량과 타겟 선량이 각각 유의미하게 증가 및 감소될 수 있으며, 다기관 연구에서 치료 준비 과정 중 이러한 사항을 발견하지 못하는 경우가 보고되었습니다.[34] 이러한 결과들은 특히 해당 기관들이 IMRT 치료계획 및 전달 프로세스를 적절하게 관리하고 있어, 충분히 통과할 것으로 예상되었기 때문에 놀라운 것으로 여겨집니다. 이는 일부 클리닉이 IMRT에 대한 치료계획 및 전달 시스템의 품질보증을 적절하게 실시하지 않았음을 시사합니다. 이에 IMRT등의 첨단 방사선 기술을 이용한 치료의 질 저하를 야기하여 환자에 해를 끼치지 않도록 QA 시스템을 환자 치료 중 정확한 선량 전달을 보증하도록 설계하여 충분한 주의를 기울여야 합니다.[30, 34, 42]

또한, 방사선치료 종사자들은 심각한 방사선사고의 위험을 줄여 환자를 보호하기 위해 IMRT 프로세스의 엄격한 품질보증의 중요성을 인식하고 IMRT QA는 치료 전 QA의 일환으로 예기치 않은 방사선사고의 위험을 줄이는 데에 일조하고 있음을 확실하게 인지하여야 합니다.[43-45]

## 1.C. 국내외 현황

### 1.C.i. 국외 현황

2020년 IROC에 참여하는 기관 중 1455개의 기관(91.9%는 미국과 캐나다의 기관)들을 대상으로 한 조사에서 IMRT QA를 위해 사용하는 방법은 2차원 배열 다이오드(52.8%), 단일 위치 측정(39.0%), 전자조사문영상기구(27.4%), 그리고 2차원 배열 이온전리함(23.9%)로 조사되었으며, 40.1%의 기관은 한 가지 장비만 사용하였지만, 두 가지 장비를 동시에 사용하는 기관도 33.5%였으며, 세 가지 장비를 사용하는 기관은 18.5%, 그 외 7.9%인 것으로 조사되었습니다. 80.6%의 기관은 2차원 분석을, 34.7%의 기관은 단일 위치 측정 분석을 하였고, 3차원 분석은 27.0%의 기관에서 수행되었습니다. 2차원 분석을 하는 기관 중 99.4%가 감마 분석을 수행하였으며, 사용되는 감마 기준은 5%/5 mm 90% 와 1%/2 mm 90% 범위 내에서 3%/3 mm, 95% (56.3%), 90% (34.4%)가 가장 많이 쓰인 것으로 나타났습니다. IMRT QA에 실패할 경우 90.4%의 기관에서는 동일 셋업에서의 재측정을 수행하였고, 54.9%의 기관에서서는 다른 측정점에서의 재계산 및 재측정을 수행하였습니다. 대략 3분의 2의 기관이 조사면 합성 검증을 진행하였고, 나머지 기관은 조사면 개별 검증으로 QA 결과를 평가하였습니다.[46]

2017년에 중국의 403개 기관을 조사한 결과 모든 기관에서 IMRT QA를 수행하고 있으며, 단일 위치 측정을 수행하는 기관이 82.1%, 2차원 배열 검출기를 사용하는 기관이 86.4%, 전자조사문영상장치를 사용하는 기관이 19.4%, 필름과 2차원 배열 검출기를 같이 사용하는 기관이 14.4%, 필름만 사용하는 기관이 3%였으며, 12.9%의 기관에서 3차원 선량 분석을 위한 장비를 사용하고 있었습니다. 평가방법은 87.6%의 기관이 감마 분석으로 수행하여 가장 많았으며, 다중 위치에서의 선량차이 기법(41.7%), 측방선량분포 또는 등선량분포(39.0%), 일치거리 기법(38.5%) 및 해부학 기반 3차원 선량분포

와 DVH (5%) 순의 평가방법이 사용되는 것으로 파악되었습니다. 감마 분석을 사용하는 경우 3%/3 mm의 기준이 가장 많이 사용됩니다. IMRT QA 실패 시 87.6%의 기관에서 치료계획장치와 선속전달장치를 점검하였으며, 78.7%의 기관에서 재측정 혹은 QA용 치료계획을 새롭게 만들었고, 73.4%의 기관에서 QA용 치료계획을 확인하였고, 49.4%의 기관에서 치료계획을 새롭게 만들었습니다.[47]

2019년 일본에서 조사된 결과는 99%의 기관에서 IMRT QA를 진행하며, 필름, 3차원 배열, 2차원 배열 검출기 사용이 각각 42%, 41%, 16%로 조사되었습니다.[48]

### 1.C.ii. 국내 현황

2018년 제1회 치료 방사선 정도관리 연합 심포지엄에서 대한방사선종양학회에서 발표한 69개 기관 대상 IMRT QA 현황에 따르면, 61개의 기관에서 이차원 분석을, 37개의 기관에서 절대선량을, 23개의 기관에서 3차차원 선량분포 분석을 수행하는 것으로 조사되었습니다. 이차원 분석을 하는 61개의 기관 중 53개의 기관이 2차원 배열 검출기를 사용하고 있으며, 22개의 기관이 전자조사문영상기구, 12개의 기관이 필름을 사용하는 것으로 조사되었습니다. 감마 분석을 수행하는 경우 감마 기준을 가장 느슨한 5%/5 mm (또는 3%/6 mm) 95%와 가장 엄격한 2%/2 mm 98% 범위 내에서 3%/3 mm 95% (63.6%), 90% (36.4%)가 가장 많이 사용되는 것으로 나타났습니다. IMRT QA에서 실패했을 시, 실패사례의 76%는 경우 재측정을 진행하였고, 7.9%에 대해 치료계획을 다시 만든 것으로 조사되었습니다. 조사에 응답한 67개의 기관 중 4개의 기관이 모든 분할 선량을 검증하였으며, 그 중 3개의 기관이 동적 로그파일을 사용하는 것으로 보고되었습니다.

## 2. 분석방법

TG-218 report[49]는 IMRT QA의 허용한도 뿐만 아니라 측정방법 및 분석방법에 대한 권장 사항을 제공합니다. 분석방법으로 대표적인 선량차이 기법, 일치거리 기법 및 감마 분석 등에 대해서 심층적으로 다루고 있습니다. 모든 분석방법은 선량분포를 비교하는 방법을 기반으로 하고 있습니다.

선량분포의 공간 해상도는 결과를 표시하거나 QA 평가를 분석할 때 중요한 역할을 합니다. 선량분포의 공간 해상도는 모든 공간 차원이나 위치에서 동일할 필요는 없습니다. 해상도가 낮을 경우, 등선량 선 또는 컬러 워시와 같이 쉽게 해석 가능한 형식으로 표시하거나, 비교분석을 위해 보간법을 사용할 수 있습니다. 선량분포 비교에는 “참조” 선량분포와 “평가” 선량분포 개념을 사용합니다. 참조 선량분포는 평가 선량분포가 비교되는 대상입니다. 특정 수학 및 비교 기술의 한계로 인해 이러한 역할을 반대로 해야 할 수도 있습니다. 일반적으로 “참조 선량분포”는 치료계획장치에서 계산된 “기준 선량분포”이고, “평가된 선량분포”는 “측정된 선량분포”입니다.

선량분포 비교분석 과정은 참조 및 평가 선량분포가 임상적으로 관련된 한도 내에서 일치하는지 결정하는 워크플로우의 일부입니다. 임상적 관련성 문제는 선량 자체보다 더 많은 것을 포함하며, 공간적 불확실성으로 인한 선량오차 뿐만 아니라 선량변화도 포함합니다. 또한 선량분포 측정에도 위치 정확도 오차가 존재하며, 이러한 오차에 대한 허용은 적어도 환자 셋업의 정확도를 기반으로 해야 합니다. 그러므로 선량분포 비교를 수행할 때 공간적 불확실성과 선량계측 불확실성을 모두 이해할 필요가 있습니다. IMRT QA 허용오차를 궁극적인 임상 요구 사항보다 더 엄격하게 설정하게 되면 각각의 오차를 줄이려는 불필요하고 과도한 노력이 요구됩니다.

### 2.A. 선량차이 기법

선량차이 기법은 가장 이해하고 해석하기 쉬운 방법입니다. 위치 ( $\vec{r}$ )에서의 선량차이는 해당 위치에서 평가된 선량  $D_e(\vec{r})$ 와 기준 선량  $D_r(\vec{r})$ 사이의 수치적 차이  $\delta$ 입니다.

$$\delta = D_e(\vec{r}) - D_r(\vec{r})$$

선량은 동일한 위치에서 샘플링됩니다. 이 분석은 두 선량분포의 해상도가 동일할 경우 간단하지만 그렇지 않은 경우 공간 보간이 필요합니다. 선량차이 기법은 위의 수식에 따라 결과값의 부호가 결정되므로, 참조 및 평가된 분포의 선택을 뒤바꿀 경우 부호가 변경됩니다.

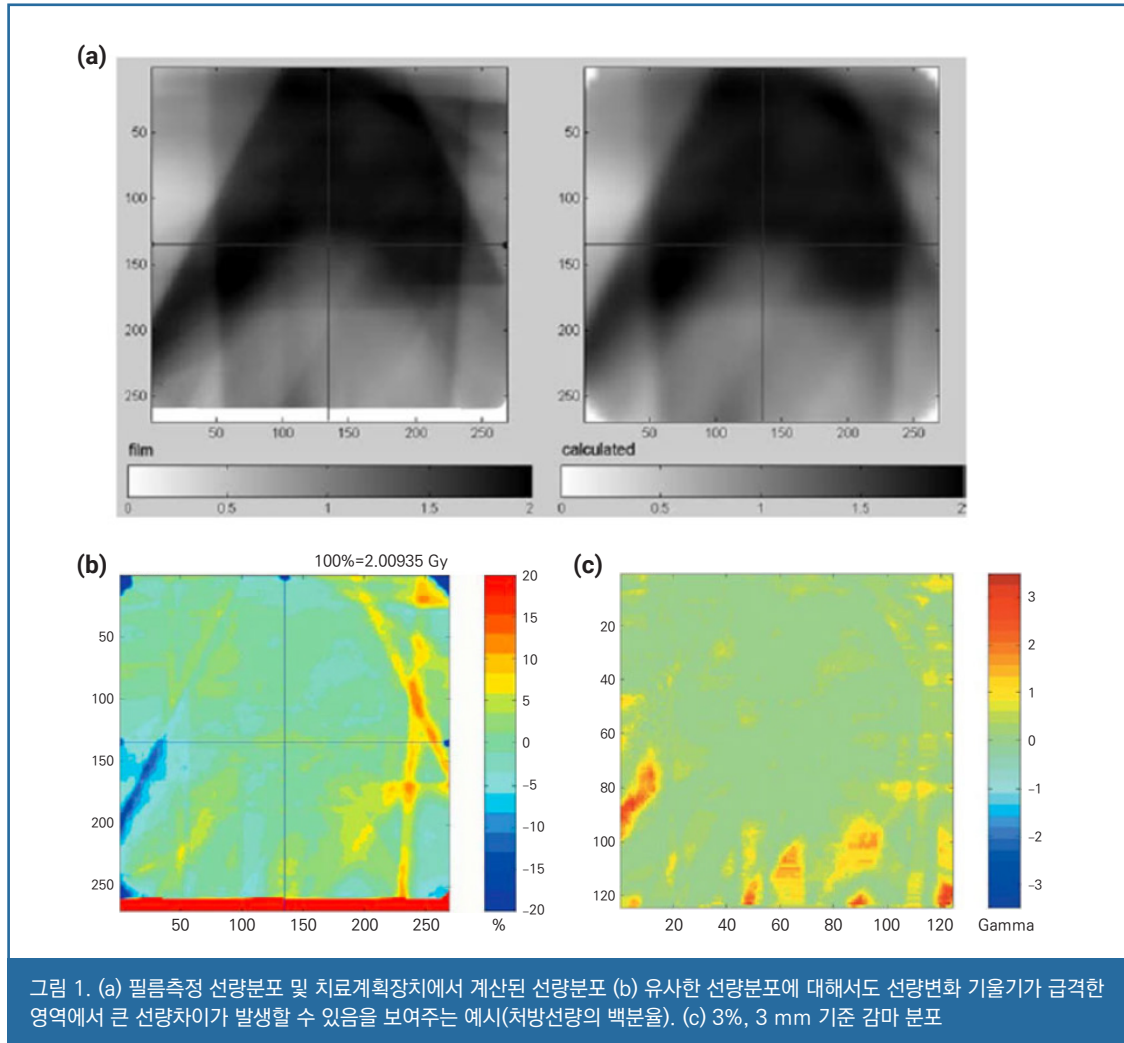
선량차이 기법은 선량변화 기울기가 완만한 영역에서 두 분포 간의 일치성에 대한 사용자 통찰력을 제공하는 데 탁월합니다. 이 영역에서 선량은 위치에 따라 천천히 변하며 선량차이는 공간적 불확실성과 무관한 두 분포 사이의 불일치를 나타냅니다. 따라서 공간 허용오차 또는 DTA 기준은 무시될 수 있습니다. 단, 선량변화 기울기가 급격한 영역에서는 반대입니다. 이 영역에서 작은 공간오차는 큰 선량차이로 이어질 수 있기 때문에 선량차이 기법에 실패할 수 있습니다. 그림 1(a)는 회색조로 표시된 IMRT 치료계획에서 필름 측정 및 치료계획장치에서 계산된 두 가지 선량분포의 예를 보여줍니다.[50] 그림 1(b)는 두 선량분포의 차이를 강조하여 보여줍니다. 좌우 축 선량변화 기울기가 급격한 영역에서 최대 15%의 차이를 가지며, 이는 연구자들이 선택한 3% 선량오차 기준을 고려할 때 매우 큰 값입니다.

선량차이 기법에 실패하더라도 미세한 공간오차로 유발된 차이는 임상적으로 허용되는 경우가 있습니다. 임상적 현실은

계획된 선량과 전달된 선량 사이의 공간적 관계가 중요하기 때문에 선량차이 기법만으로는 선량분포가 임상 허용 범위 내에서 일치하는지 여부를 결정하기에 모호한 경우들이 있습니다.

## 2.B. 일치거리 기법

Van Dyk 등[51]은 1993년 IMRT QA를 위해 DTA 개념을 사용했습니다. 그들은 “선량차이”보다 두 선량분포 사이의 “거리”가 “선량변화 기울기가 급격한 영역”에서 허용 기준이어야 한다고 명시했습니다. Harms 등[52]은 Van Dyk의 거리 기준을 알고리즘으로 체계화하였고, 참조 분포의 한 지점에 대한 DTA를 평가(측정)된 선량분포에서 동일한 선량을 갖는 가장 가까운 위치로 정의했습니다. [그림 2] 선량차이 기법과 달리 이 알고리즘은 등선량 선으로 가장 가까운 거리를 찾는 방법처럼, 분석 지점과 동일한 선량을 가진 가장 가까운 지점까지의 거리를 식별하기 위해 평가된 선량분포를 검색합니다.





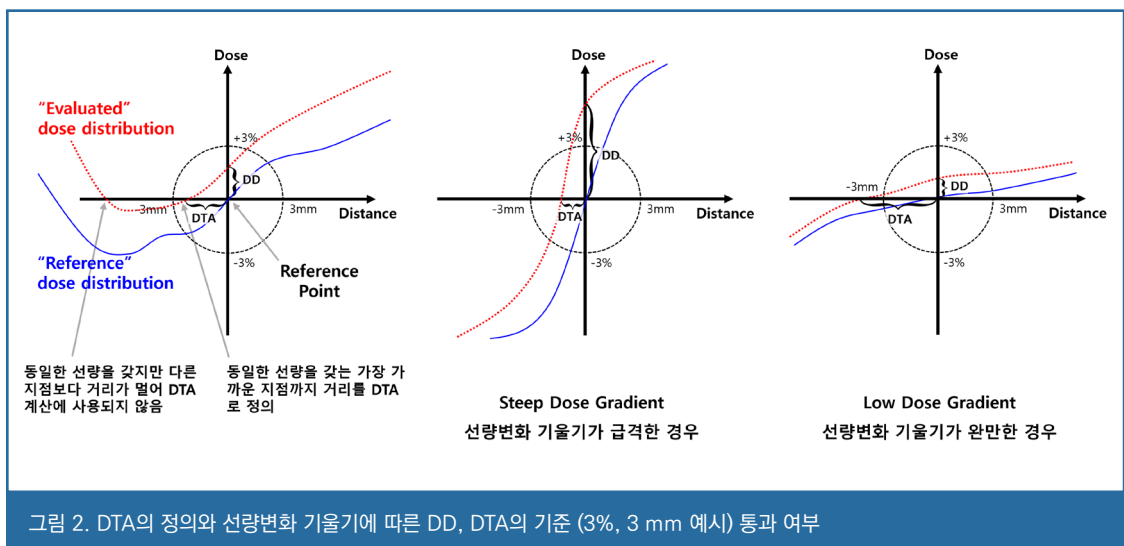
DTA 평가는 선량변화 기울기가 급격한 영역에서 두 선량분포 사이에서 분리된 거리를 결정하는 데 이상적입니다. 그러나 선량변화 기울기가 완만한 영역에서는 과민하게 작용되어 작은 선량 차이에도 해당 등선량 선이 기준점에서 멀어지게 됩니다. 따라서 선량변화 기울기가 완만한 영역에서는 DTA를 해석하기가 어렵고 그 자체로는 그다지 유용하지 않습니다. DTA 기법에는 검색이 포함되기 때문에 DTA 값은 어떤 선량분포를 참조분포로 선택하는지에 따라 변할 수 있습니다. 참조분포는 DTA가 참조분포를 기준으로 점 별로 계산되기 때문에 모든 해상도와 차원을 가질 수 있지만 평가분포는 일반적으로 참조분포와 적어도 같거나 더 큰 해상도와 차원을 갖습니다.

## 2.C. 복합 분석

선량차이 기법과 DTA 기법은 각각 선량변화 기울기가 완만한 영역과 선량변화 기울기가 급격한 영역에 대한 민감도가 상호보완적이라는 점을 감안할 때, 두 방법을 결합하는 것이 합리적입니다. 복합 분석은 두 방법을 모두 고려합니다. 기준점이 선량차이 기법 또는 DTA 기법 둘 중 하나를 통과하면 통과한 것으로 보고, 두 테스트 모두에 실패한 경우에만 실패한 것으로 결정합니다. 복합 분석은 선량변화 기울기가 완만한 영역과 선량변화 기울기가 급격한 영역을 모두 다루고 있지만 엄격한 합격/불합격 테스트에 사용하기에는 어려움이 있었습니다. 특정 포인트가 실패한 경우, 얼마나 많은 차이가 나는지 표시되지 않는 단점이 있습니다.

## 2.D. 감마 분석

복합 분석은 실패의 정도에 대한 정보가 부족하였기 때문에 Low 등[53, 54]은 테스트를 제안하였습니다. 그들은 참조분포와 평가분포 사이의 변위를 평가하여 기하학적 관점에서 선량분포를 비교했습니다. 이 평가는 참조 선량분포의 각 지점에 대해 독립적으로 수행됩니다. DTA 기법과 유사하게 참조분포의 차원은 단일 점이 될 수 있지만 평가분포는 적어도 1차원 이상이어야 합니다. 선량분포 사이의 변위 문제는  $n+1$  자유도가 있다는 사실 때문에 복잡했습니다. 여기서  $n$ 은 비교의 공간 차



원을 나타냅니다(예: 필름 평면에는 2개의 공간 및 1개의 선량 차원이 포함됨). 선량분포는 n+1차원 공간 내에서 n차원 시트로 생각할 수 있습니다. 그 공간에서 변위를 결정할 때의 문제점은 축 중 하나는 선량이고 다른 축은 거리라는 것이었습니다. 이 다중 차원 공간에서 변위 측정은 의미가 없습니다. 측정을 정의할 수 있도록 하기 위해 선량 및 변위의 등급을 각각 선량차이( $\Delta d$ ) 및 DTA( $\Delta D$ ) 기준으로 나누어 단위가 없는 것으로 정규화 하였습니다.

재정규화된 공간에서 참조 및 평가된 분포의 각각의 두 점  $\vec{r}_r$  및  $\vec{r}_e$  사이의 변위를  $\Gamma$ 라 칭했고,

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}}$$

여기서  $r(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ 은 기준점과 평가점 사이의 거리이고  $\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ 는 선량 차이입니다. 최소 변위가  $\gamma$  (감마)로 정의되었습니다.

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)\} \forall \{\vec{r}_e\}$$

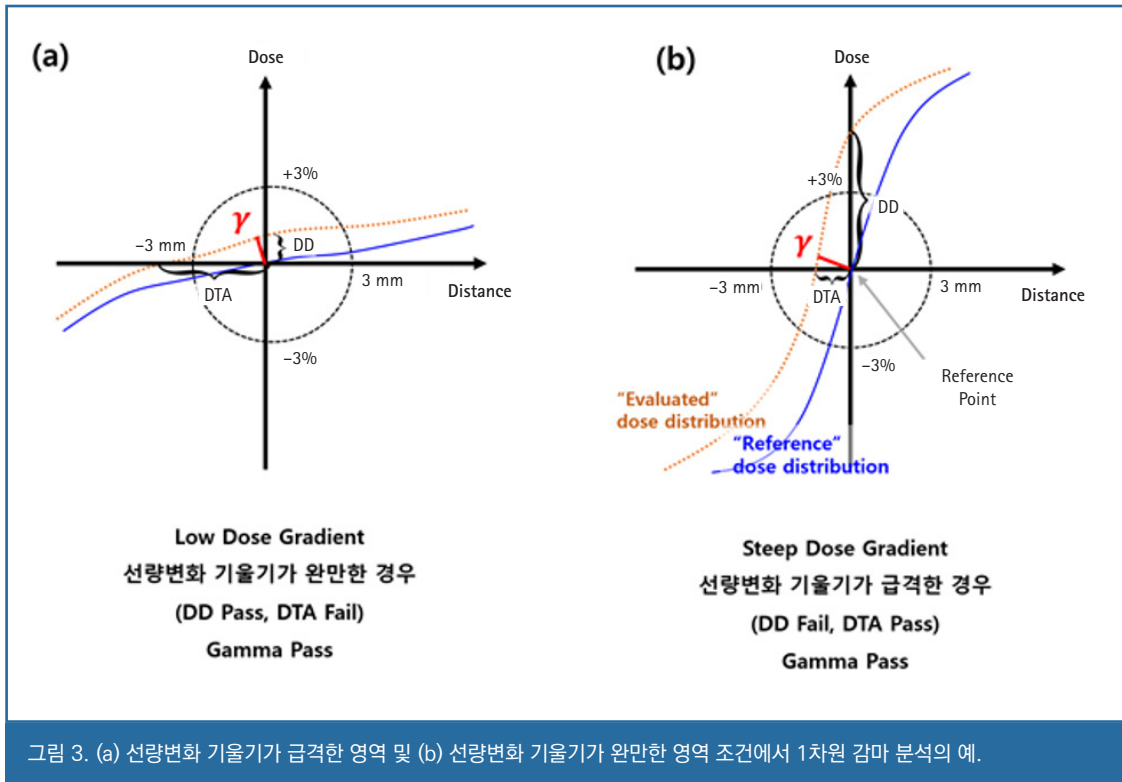
0과 1 사이의  $\gamma$ 값은 비교가 선량 및 거리 기준과 관련하여 통과되었음을 나타냅니다. 1보다 큰 값은 실패를 나타냅니다.  $\gamma$ 가 두 분포 사이의 변위였기 때문에  $\gamma$ 는 근본적으로 기준점과 평가된 분포 사이의 반경이므로, 합격/불합격 기준은 1, 2, 3차원 선량분포 비교에서 각각 원, 구 또는 초구입니다. 이는 복합 분석과 유사했고, 임상 선량분포에 대한 복합 분석보다 감마 분석이 약간 더 관대함을 보여주긴 했지만, 실제로 두 검사를 비교했을 때 합격점과 불합격점의 차이는 거의 없습니다.[53]

감마 분석은 합격/불합격 비교 이상을 제공했지만, 결과 자체가 테스트의 의미에 대한 직접적인 해석을 허용하지는 않았습니다. 테스트의 성능을 직관적으로 이해하는 가장 효과적인 방법은 두 가지 극한 조건, 즉 거의 0에 가까운 정도로 선량변화 기울기가 완만한 영역과 선량변화 기울기가 급격한 영역에서 분석이 어떻게 작동하는지 조사하는 것입니다. 그림 3은 선량변화 기울기가 완만한 영역과 선량변화 기울기가 급격한 영역을 가진 1D 선량분포의 예를 보여줍니다.  $\gamma$  계산은 평가된 선량분포가 참조 선량분포에 가장 근접한 접근방식을 찾습니다.

선량변화 기울기가 완만한 영역에서 참조지점을 평가된 분포에 연결하는 벡터는 선량 축에 거의 평행하게 놓입니다[그림 3 (a)]. 선량차이 기법은 선량 축을 따라 두 분포 사이의 거리로 해석될 수 있으며, 이는 선량변화가 0인 조건에서 감마 분석과 본질적으로 같습니다. 따라서 감마 분석은 선량변화 기울기가 완만한 영역에서 해당 영역에서 가장 정확하고 유용한 선량차이 기법과 동일하다고 볼 수 있습니다.

그림 3(b)는 선량변화 기울기가 급격한 영역 조건에서의 감마 분석을 보여줍니다. 이 경우  $\gamma$  벡터는 거리 축 또는 2D 및 3D 선량분포의 거리 축과 거의 평행하게 놓입니다. DTA 기법은 평가된 선량분포가 거리 축과 교차하는 가장 가까운 지점으로 해석될 수 있습니다. 따라서 기울기가 증가함에 따라 감마 분석은 DTA 기준에 의해 정교화 된 DTA 기법(선량변화 기울기가 급격한 영역의 변하는 분석에 유리)와 같아집니다.

감마 분석의 주요 이점은 선량변화 기울기가 급격한 영역에서 선량분포 비교의 감도를 자동으로 줄였다는 것입니다. 그림 1(c)는 그림 1(b)의 선량차이 기법 결과에 대한 감마 분석의 예를 보여줍니다.



$\gamma$  도구 사용자는 성능을 어느 정도 자세히 이해해야 합니다. 계산 역학은 비교적 간단하지만 효율성과 정확성을 감소시킬 수 있는 운영 세부사항들이 있습니다.

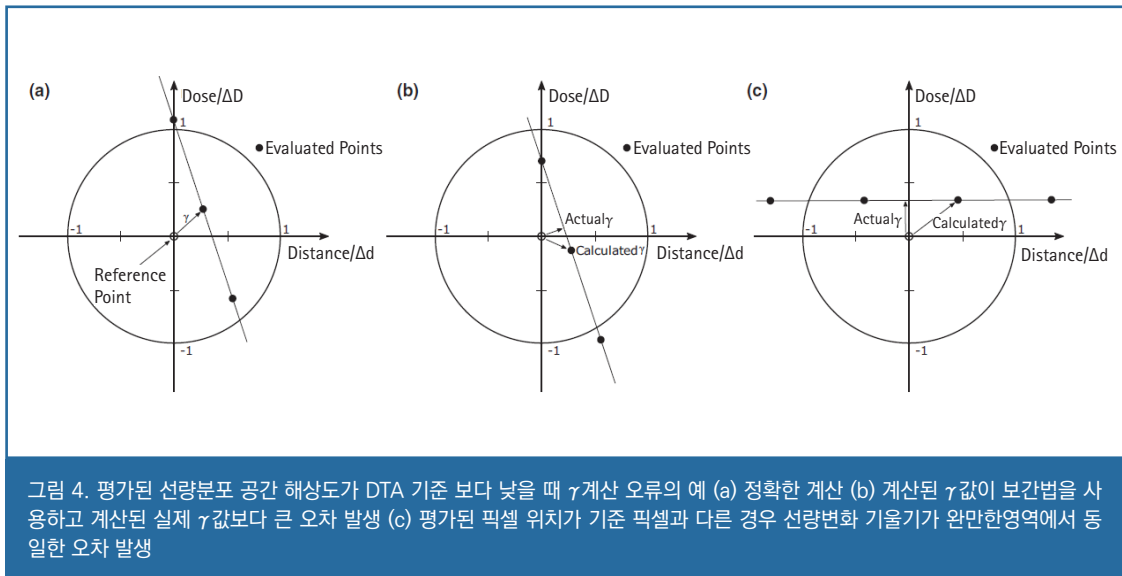
선량차이에 대한 기준은 일반적으로 비교되는 선량분포 중 하나 또는 둘 모두에 대한 전역정규화 또는 처방선량의 백분율로 표현됩니다. 또한 지역 정규화로 설명할 수도 있습니다. 특히 전역정규화에서 측정된 모든 위치에서의 선량과 계산된 모든 위치 선량에 대해 동일한 값(종종 치료계획의 최대값)을 사용하여 정규화 됩니다. 반면에 지역정규화에서는 모든 위치에 대한 선량 차이가 치료계획의 지역 국소 선량으로 정규화됩니다. 지역정규화를 선택하면 타겟 및 손상위험장기(OAR) 체적에서 동일한 상대 허용오차를 가질 수 있습니다. 그러나 이는 또한 저선량 영역에서 비현실적인 선량 정확도를 요구하게 됩니다.

DTA 기준도 선량오차 기준과 마찬가지로 원하는 대로 변경할 수 있습니다. 공간 선량오차 허용 개념은 환자 셋업과 내부 중앙 및 장기 위치에 항상 공간적 불확실성이 있다는 현실에서 비롯됩니다. 선량 오차와 마찬가지로 DTA는 선량변화 기울기가 급격한 영역에 사용해야만 하는 임상적 필요성의 함수여야 합니다. 이들은 내부장기와 선량 모두의 함수일 수 있습니다. 예를 들어, 척수 근처의 선량변화에 대한 DTA 기준은 중요하지 않은 정상 조직에 대한 DTA 기준보다 더 엄격할 수 있습니다. 이러한 조직에 고정 갠트리 IMRT를 사용하면 들어오고 나가는 플루언스로 인해 급격한 선량변화가 종종 존재하지만 급격한 선량변화가 종종 존재하지만 절대 공간 정확도는 임상적으로 중요하지 않을 수도 있습니다. 일반적으로 사용되는 IMRT QA 방법으로 이러한 선량변화 오차가 환자 내부에서 어디에 위치할 것인지 발견하는 것은 어렵습니다.

공간 해상도는 선량분포 비교 정확도에 큰 영향을 미칩니다. 그림 4에서 확인할 수 있듯이 보간 없이 평가된 분포의 공간 해상도는  $\gamma$  계산의 정확도에 영향을 미칩니다.[53]  $\gamma$  계산의 오차는 지역 선량변화, 평가된 선량 지점 사이의 간격 및 DTA

기준의 함수입니다. 우연히도 임상 방사선치료에서 측정되거나 계산된 선량 간격은 일반적인 DTA 기준과 유사합니다. 예를 들어, 많은 선량분포 계산은  $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$  격자에서 수행되는 반면 DTA 기준은 종종 3 mm입니다. 선량 간격과 DTA 기준이 유사할 때 보간을 사용하지 않으면 선량변화 기울기가 급격한 영역에서 계산된  $\gamma$  오차가 큼니다.[그림 4]  $\gamma$  계산에서 선량 차이가 0이라고 가정하면  $\gamma$ 의 최대 오차는 DTA 기준에 대한 간격의 비율과 대략 같아집니다. 예를 들어 공간 해상도 비율이 3:1인 경우, 선량변화 기울기가 급격한 영역에서  $\gamma$ 값은 0.33 이내로 정확해집니다. 그러므로 경험에 의한 법칙은 평가 선량의 공간 해상도가 DTA 기준의 1/3보다 크지 않아야 한다는 것입니다. 이 규칙을 만족시키기 위해 보간법을 사용할 수 있습니다. 이 규칙을 따르지 않으면 선량분포 비교 정확도가 떨어질 수 있습니다.

공간 해상도 문제는 선량변화 기울기가 급격한 영역에서만 중요하다고 가정되었습니다. 그러나 그림 4(c)와 같이 평가된 선량분포가 낮은 선량 기울기 영역을 가질 때 평가된 지점 중 하나의 위치가 기준점과 일치하지 않으면 유사한 오차가 발생할 수 있습니다. 보간은 이러한 오차를 줄일 수 있지만  $\gamma$  계산 속도 성능을 저하시킵니다. Ju 등은 보간을 기하학적 문제로 줄이는 알고리즘을 설명했습니다.[55]



현재  $\gamma$  분석에 사용되는 표준방법은 선량 임계값을 적용하는 것입니다. 선량 임계값을 적용하는 것입니다. 사용자가 선택한 값보다 작은 선량은  $\gamma$  또는 다른 분석에 포함되지 않습니다. 이를 통해 사용자는 임상적으로 관련성이 더 많은 선량에 집중할 수 있습니다. 선량 차이와 DTA 기준 모두 두 측정값을 비교할 때 보편적인 오차 막대로 사용할 수도 있습니다. DTA 기준은 측정 위치의 셋업 오차를 허용하는 데 사용할 수 있습니다. (예: 레이저에 팬텀 위치 지정 및 팬텀 내에서 필름 위치 지정 시). 선량차이와 DTA 기준을 설정하기 위한 이상적인 방법은 장기조직 및 선량에 따라 다르며 환자의 형상을 모방한 비균질 팬텀을 기반으로 설정 가능하지만 현재로서는 실용적이지 않습니다.

2D 선량분포는 수천 개의 포인트가 평가될 수 있습니다( $0.5 \text{ mm}^2$  해상도로 스캔한 일반적인  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  필름은 160,000 포인트를 산출함). 결과 비교 데이터를 검토하는 몇 가지 방법이 있습니다. 선량 차이와  $\gamma$  분포는 등선량 지도 또는 컬러 워시로 표시될 수 있습니다.  $\gamma$  분포는  $\gamma$  히스토그램으로도 요약할 수 있습니다.

합격/불합격 기준은  $\gamma$  계산 전에 선택되지만  $\gamma$  결과를 검토할 때는 주의해야 합니다. 많은 경우에 일부 포인트는  $\gamma$  테스트를 통과하지 못하고 통과할 수 있는 정확한 수를 품질의 유일한 결정 요소로 사용하는 것은 어렵고 임상적으로 유용한 결과를 산출하지 못할 수 있습니다. 실패한 지점은 심각한 문제를 나타내지 않을 수 있습니다. 대부분의 경우  $\gamma$  기준은 상당히 엄격합니다.  $\gamma$  분포의 장점 중 하나는 포인트가 실패했을 뿐만 아니라 얼마나 실패했는지를 표시한다는 것입니다. 1.01의  $\gamma$  값은 실패를 나타내지만 3%의 선량 차이와 3 mm DTA의 경우 1.01의  $\gamma$  값은 선량변화 기술기가 완만한영역에서 3.03%의 선량 차이를 나타내거나 선량변화 기술기가 급격한 영역에서 3.03 mm에 가까운 DTA를 나타낼 수 있습니다. 0.03% 또는 0.03 mm로  $\gamma$  테스트를 통과하지 못한 점은 훨씬 더 넓은 차이로 실패한 점과 다르게 간주되어야 합니다. 따라서 사용자는 실패한 point의 백분율뿐만 아니라 최대  $\gamma$  값, 예를 들어 1.5의  $\gamma$  값을 초과하는 point의 백분율,  $\gamma$  히스토그램 및 기타 통계 값도 분석해야 합니다. 선량 차이/DTA 기준을 바꿔가면서 (예: 4%/3 mm, 3%/3 mm, 3%/2 mm, 2%/3 mm 및 2%/2 mm ...등)으로  $\gamma$  계산을 수행하면 사용자가 불일치의 원인과 그 영향을 이해하는 데 도움이 됩니다.

종양이나 정상장기 시스템에 특정된 선량 비교 통계가 없으면 히스토그램이나 통계 분석이 공간 정보를 무시한다는 것을 기억해야 합니다.  $\gamma$  테스트는 전체 선량분포를 함께 평가할 때 특정 선량 전달 오차의 임상 결과를 과소평가할 수 있다는 점에 유의해야 합니다. Nelms 등[48]의 연구에서는 그들이 평가한 특정 선량 전달 오차로 인해 고선량 영역이  $\gamma$  허용 범위를 벗어나 전달되는 반면 더 낮은 선량에 대한 선량 전달 정확도는 허용 범위 내에 있었습니다. 이러한 선량오차와 선량의 상관관계는 오류가 종양에 해당하는 고선량 영역에 집중되어 있음을 의미합니다. DVH 비교 시 표적에서 선량분포 사이의 체계적인 불일치를 분명히 보여주었지만,  $\gamma$  통계( $\gamma$ ) 1인 점의 상대 수)는 임상적으로 허용되는 것으로 나타났습니다. 허용 가능한  $\gamma$  통계에 대한 또 다른 이유는 조사된 부피에 대한 종양의 비율이 매우 작기 때문에 종양이 잘못 조사되더라도  $\gamma$  테스트에 실패한 점의 비율도 작을 수 있기 때문입니다. 이는 (a)  $\gamma$  통계가 조직별(타겟, 정상장기)로 제공되어야 하고 (b)  $\gamma$  히스토그램과 같은 요약된 평가에만 의존하기보다는  $\gamma$  분포 자체를 검토해야 한다는 사실을 강조합니다.

## 2.E. 정규일치성검사

NAT 값과 NAT 지수는 Childress와 Rosen에 의해 정의되었습니다.[56] NAT 지수는 계산된 모든 픽셀에 대해 퍼센트 선량차( $\Delta D_m$ ) 및 DTA 기준( $\Delta d_m$ )과의 평균 편차를 나타내며 정해진 기준보다 적은 오차를 갖는 측정 영역은 무시합니다. 그들은 선량 차이와 DTA값을 계산하는 것으로 시작하는 알고리즘을 개발했습니다. 점에 대한 선량 차이가 기준보다 작으면 NAT 값을 0으로 설정했습니다. DTA 값이 기준보다 작으면 NAT가 0으로 설정됩니다. 계산된 선량이 최대 선량의 75% 미만이면 해당 픽셀은 계획용표적체적 밖밖에 있는 것으로 가정하고, 측정된 선량이 계산된 선량보다 작으면 오차가 생물학적으로 유의하지 않다고 가정하므로 NAT는 다시 0으로 설정합니다. 반면에 측정된 선량이 계산된 선량보다 크거나 퍼센트 선량이 75%보다 크면 NAT 값은  $D_{scale} \times (\delta - 1)$ 로 계산되며, 여기서  $\delta$ 는 비율  $ABS(\Delta D / \Delta D_m)$  또는  $\Delta d / \Delta d_m$  보다 작은 값이고,  $D_{scale}$ 은 관심 픽셀에서 계산되거나 측정된 선량 중 더 큰 값을 최대 계산 선량으로 나눈 값입니다[그림 5]. 정리하면, 고선량의 타겟 내부나 주변의 선량차이를 의미 있게 평가하고, 나머지 저선량 부분의 선량차이는 무시하는 방법입니다.

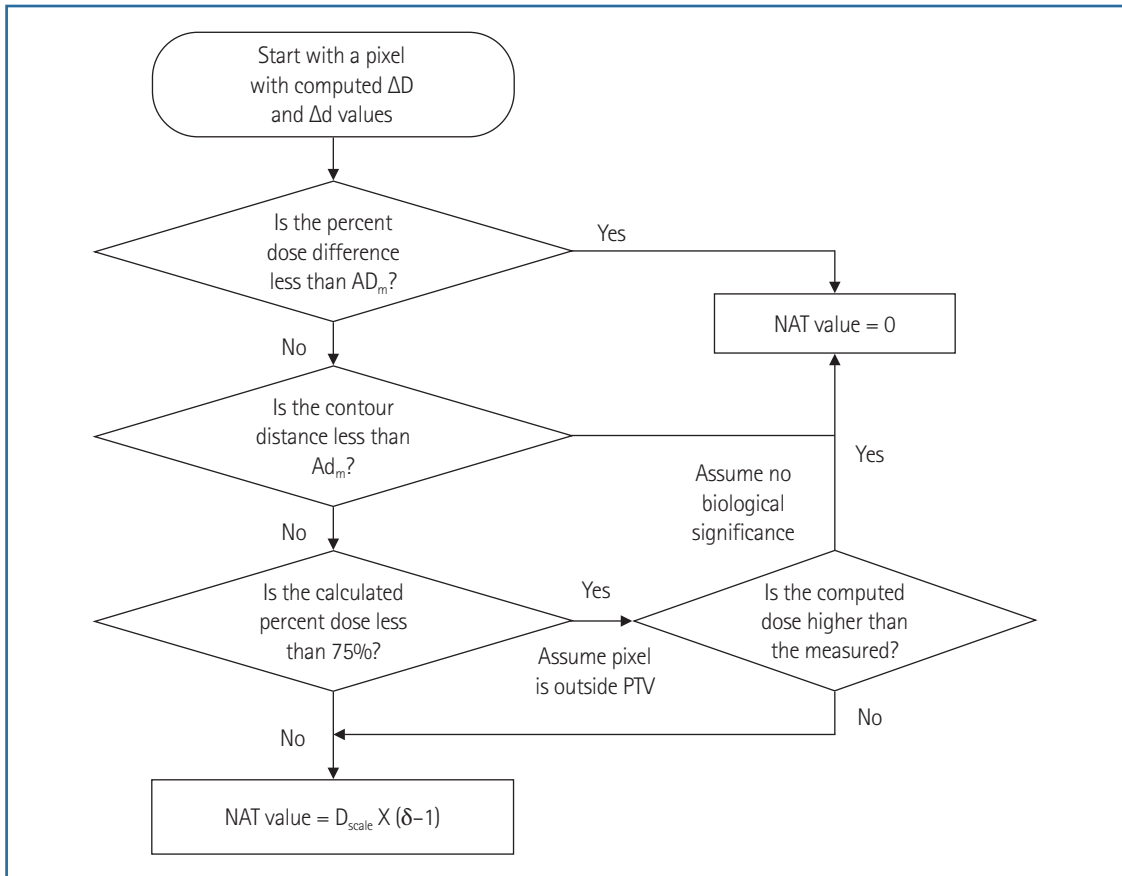


그림 5. NAT 값의 계산 과정 및 수식

## 2.F. 그 외 분석방법

기타 다른 여러 IMRT QA 평가 도구가 개발된 바 있습니다[57, 58]. “Gradient Compensation Method”는 Moran 등에 의해 개발되었습니다[57]. 그들은 선량분포의 각 지점에 대한 지역 선량변화 정도를 계산했습니다. 측정오차 또는 선량계 산 격자 크기, 해상도 등으로 인한 기하학적 불확실성을 허용하도록 사용자가 “거리” 매개변수를 선택합니다. 각 지점의 선량변화 정도에 이 거리 매개변수를 곱하여 공간 불확실성으로 인한 선량의 불확실성에 해당하는 선량 값을 산출했습니다. 이 불확실성을 초과하는 선량 차이가 표시되고 분석됩니다. Gradient Compensation Method는 공간 불확실성으로 인한 선량 차이를 제거합니다. 아마도 나머지 차이는 공간오차로 인한 것이 아니며 의학물리학자는 이러한 오차의 크기와 임상적 관련성을 평가할 수 있습니다.

Bakai 등은 선량변화에 따른 국소 허용 임계값을 기반으로 하는 선량분포 비교 도구를 개발했습니다[58]. 이 방법은 오정렬 및 콜리메이션의 오류 평가를 위해 참조 선량분포의 지역 선량변화 정도를 고려했습니다. 이는 비교 데이터와 참조 데이터 간의 국소 선량 차이를 비교한 각 평가 지점에서 최대 허용 선량 오차에 기여했습니다. 그들은 감마 분석의 두 가지 약점을 확인했습니다. 첫째, 감마 분석은 철저한 탐색이 필요하므로 3D 선량분포를 계산하는 데 상당한 시간이 걸립니다. 둘

때, 선량분포 공간 해상도가 충분하지 않은 경우 보간이 필요합니다. 그들은 감마 분석에 내재된 탐색 과정을 피해야 한다는 결론을 내리고 대안 과정을 정의했습니다. 먼저, 선량에 DTA 대 선량 차이 기준의 비율을 곱하여 선량 축을 거리 단위로 재 조정했습니다. 보간법을 사용하지 않고 비교적 큰 격자 간격과 가파른 선량 기울기에 대해  $\gamma$ 값을 과대평가했습니다. 평가선량과 참조선량 간의 차이를 국소 선량 기울기와 관련된  $\tau$ 이라고 하는 양으로 나누어 선량분포 비교 도구  $\chi$ 를 만들었습니다. 그들은  $\chi$  및  $\gamma$  도구를 사용하여 계산된 선량분포를 비교하였고, 두 방법 모두 본질적으로 동일한 결과를 제공하지만,  $\chi$  계산이  $\gamma$  계산보다 더 효율적임을 보여주었습니다.

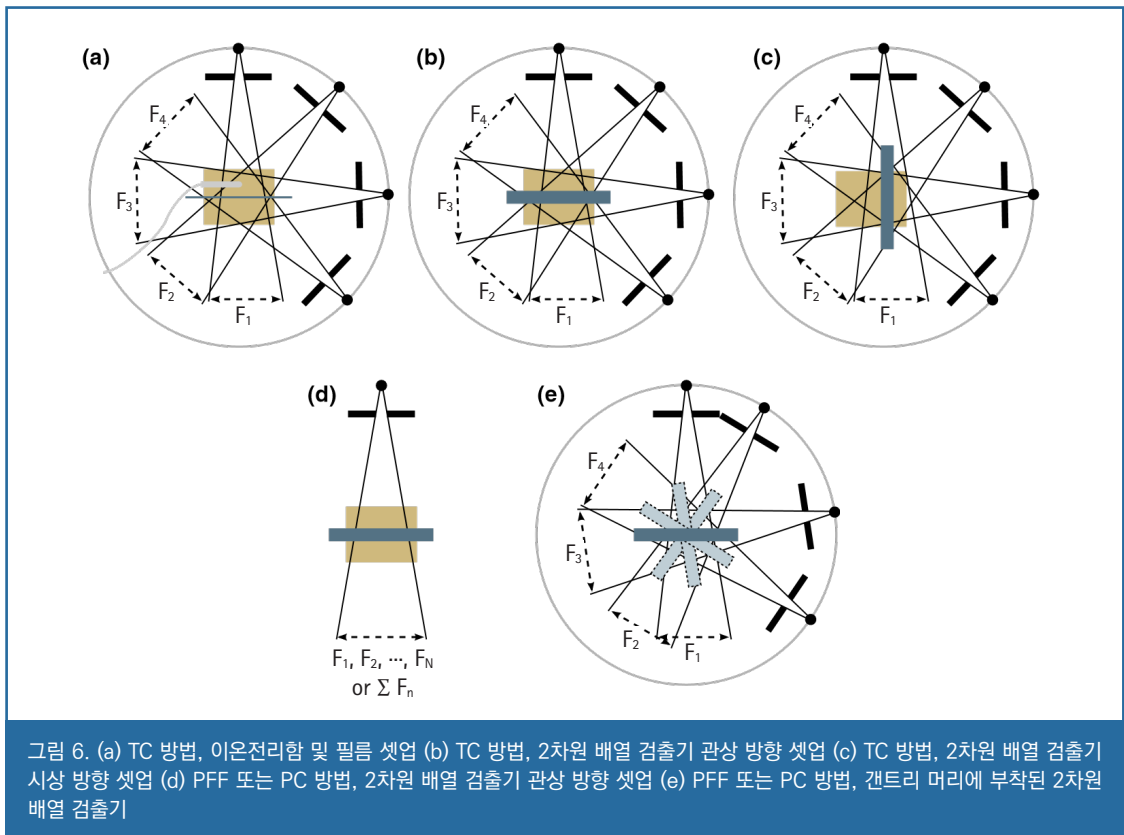
표 1은 앞서 소개된 IMRT QA의 다양한 분석방법들에 대한 장단점을 종합하여 비교하고 있습니다.

표 1. IMRT QA 분석 방법들의 장단점

분석 방법	장점	단점
DD (선량차이 기법)	선량변화 기울기가 완만한영역 분석에 탁월	선량변화 기울기가 급격한 영역에서 작은 공간오차가 큰 선량 차이 유발됨
DTA (일치거리 기법)	선량변화 기울기가 급격한 영역에서 공간적인 오차거리를 정량화 함	선량변화 기울기가 완만한 영역에 대한 해석이 어려움
복합 분석	DD, DTA 장단점을 모두 고려하여 둘 중 하나만 통과하면 되는 상호보완적 방법	실패한 지점에 대한 차이(선량 or 거리)의 정량화 불가능
감마 분석	DD, DTA를 장단점을 모두 고려하여, 최소 변위를 정량화 할 수 있는 방법 대중적으로 가장 많이 쓰임	공간 해상도 및 보간의 정도에 따라 결과가 달라짐 중앙 크기는 작는데, 면적을 넓게 분석할 경우, 중요 부위 국소한 선량차이 문제를 과소 평가할 수 있음
NAT	고선량의 타겟 내부나 주변의 선량 차이를 의미 있게 평가하고 저선량 부분의 선량차이는 무시함. 임상적으로 의미 있는 부분의 문제를 빠르게 파악할 수 있음	물리적인 선량 차이를 모호하게 하고해석을 왜곡시킬 수 있음
Gradient Compensation Method	공간 불확실성으로 인한 선량차이 제거하여, 의학 물리학자가 임상적 관련성을 평가할 수 있도록 함	
$\chi$ 선량분포 비교 도구	Local dose gradients를 고려한 방법으로 본질적으로 감마 분석과 동일한 결과를 보여주면서 계산의 효율성이 높아 계산속도가 빠름	

### 3. 측정방법

임상에서 사용되는 일반적인 IMRT QA 측정 방법으로는 실조사면 합성검증(TC), 수직 조사면 개별 검증 (PFF), 수직 조사면 합성 검증 (PC) 방법이 있습니다[그림 6]. 각 방법에 대해 환자의 치료계획은 치료계획장치에 입력된 물리적인 QA 측정용 팬텀의 CT로 재계산하게 되고, 측정과 동일한 셋업에서 선량을 계산합니다.[59] 아래에 설명된 모든 측정방법에 대해 TG120 권고[60]를 적용할 수 있습니다.



#### 3.A. 실조사면 합성검증

실조사면 합성검증 방법은 모니터단위, 갠트리, 콜리메이터, 치료테이블 각도, 턱 및 MLC의 엽 위치를 포함하여 환자에 대한 실제 치료 매개변수를 그대로 사용하여 측정합니다. 이 방법은 필름을 이용한 IMRT QA시 가장 많이 사용되었습니다. 이온전리함(IC)을 팬텀 내부에 배치하여 절대선량을 측정하고 하나 이상의 필름과 함께 빔을 조사하여 상대선량을 획득합니다[그림 6 (a)]. 최근에는 다이오드 또는 이온전리함으로 구성된 2차원 배열 검출기가 사용되고 있습니다.

일반적으로 필름 또는 배열 검출기는 치료테이블 위에 관상 방향으로 배치됩니다[그림 6 (b)]. 경우에 따라 시상 방향으로



배치할 수 있고[그림 6 (c)], 회전된 평면을 사용하거나, 필름은 가로로도 배치할 수 있습니다. 치료계획과 동일한 갠트리 각도 및 기타 매개변수를 사용해서 모든 빔을 조사하기 때문에 선량분포는 환자 내부의 선량분포와 유사하고, 환자와 팬텀 간 윤곽과 균질성 차이에 의해서만 선량분포가 달라집니다.

2차원 배열 검출기는 TC 방법 빔 조사 동안 선량을 누적 합산합니다. 측정장치를 둘러싼 팬텀은 모든 방향에서 최소 5cm 깊이가 되도록 추가합니다. 2차원 배열 검출기는 수직방향 측정을 위해 설계되었기 때문에 측정결과가 빔의 조사방향에 따라 달라질 수 있는 한계점이 있습니다. 이 각도 의존성은 내부 전자 장치, 캡슐화 재료, 다이오드 검출기 패키징 재료 및 공기 공동 등 구조물에 의한 빔 감쇠로 인해 발생합니다.[61, 62] VMAT과 같이 여러 각도에서 빔을 사용할 때 각도 의존성에 의한 영향이 묻혀질 수 있습니다. 그러나 선량의 20% 이상이 측면 방향에서 나오는 경우 사용할 때 주의해야 합니다. 또 다른 한계점으로 비공면 빔의 경우 특정 필드 크기 및 빔 각도에 대해 전자장치 부분에 빔이 조사될 가능성이 있습니다. 2차원 배열 검출기는 필름과 비교하여 공간 해상도가 훨씬 떨어집니다. 이것은 IMRT 시스템을 사전 준비할 때 뿐만 아니라 매우 작은 종양에 대한 치료계획 또는 급격한 선량변화 지점을 측정할 때 단점이 됩니다. 그러나 필름과 달리 배열 검출기는 절대선량 모드에서 QA 분석을 수행할 수 있기 때문에 독립적인 이온전리함 측정이 불필요합니다.

측정 평면의 위치는 반드시 등중심일 필요는 없고, 고선량 타겟 체적 또는 주요한 OAR 선량을 샘플링하는 위치에 배치할 수 있습니다. 필름의 일반적인 위치는 이온전리함 바로 앞 또는 뒤에 있습니다. 치료계획장치에서 윤곽 묘사된 이온전리함 체적에 대한 평균 선량이 계산되고, 필름 또는 배열 검출기와 동일한 평면에서 2D 선량분포가 계산됩니다. 그런 다음 측정된 이온전리함 선량과 계산된 이온전리함 선량 간의 상대 차이 백분율을 허용 기준과 비교합니다. 측정 시 필름 외곽에 레이저 등의 기준을 이용하여 선형가속기의 등중심 및 방향을 표시하고 이를 이용하여 필름에 측정된 선량분포 이미지와 치료계획장치에서 추출한 선량분포 이미지를 정합하여 하여 비교합니다. 반면 배열 검출기의 경우 의도적으로 등중심으로부터 이동하여 배치했다면, 상대적인 측정 위치를 고려하여 치료계획장치 선량분포 이미지를 추출하여 정합합니다. 치료계획의 선량분포와 측정된 선량분포를 중첩시켜 감마 분석을 수행됩니다.[63, 64] 대부분의 치료계획에서 타겟의 균일한 고선량 영역을 등중심으로 설정하므로, 이온전리함이 사용되는 경우 등중심에 배치되는 경우가 많습니다. 등중심의 위치가 균일하지 않은 선량 영역에 있는 경우, 등중심에서 떨어진 지점 즉, 선량이 균일한 지점으로 이동하여 배치할 수 있습니다. 2D 선량분포 측정 없이 이온전리함 측정만으로는 해당 단일 지점 이외의 오류를 감지하는 데 충분하지 않습니다.[65]

TC 방법에는 세 가지 주요 장점이 있습니다. 첫 번째는 측정에 갠트리 각도(중력 효과 포함), 콜리메이터 각도, 치료테이블 각도 및 MLC 엽 위치의 부정확성과 치료테이블에 의한 감쇠가 포함된다는 것입니다. 두 번째 장점은 선량분포가 환자에게 전달되는 선량과 밀접하게 관련되어 동일한 평면에 있는 고선량 영역과 OAR 간의 관계를 평가할 수 있다는 것입니다. 셋째, 분석할 선량 이미지는 관심 평면당 하나뿐입니다.

주요 단점은 많은 빔의 일부가 필름이나 검출기 평면을 가로지르지 않는다는 것입니다. 이는 필름/검출기 평면을 가로지르고 한 쌍의 MLC 엽으로만 조사되는 경우에 특히 그렇습니다. 따라서 모든 빔의 모든 부분이 샘플링되는 것은 아닙니다. 그러나 ArcCHECK™(Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, USA) 또는 Delta4™(ScandiDos, Uppsala, Sweden)와 같은 VMAT 빔을 측정하도록 설계된 검출기 장치는 일반적으로 전체 빔 영역을 샘플링합니다.

### 3.B. 수직 조사면 개별 검증 (PFF)

PFF 방법에서 갠트리는 모든 빔에 대해 0도(아래로 방향)로 고정되고 콜리메이터는 명목 각도로 고정됩니다[그림 6(d)]. PFF는 2차원 배열 검출기와 함께 가장 자주 사용되지만 필름 및 전자조사문영상장치도 사용됩니다. 일부 배열 검출기는 갠

트리 머리에 고정하여 사용할 수 있으므로 빔 조사 중에 실제 갠트리 각도를 사용하여 MLC 엮에 대한 중력 효과를 포함할 수 있습니다(그림 6(e)). 계산된 선량과 측정된 선량의 비교는 각 필드에 대해 수행됩니다. 이온전리함을 사용하는 경우 TC 방법과 유사하게 일반적으로 균일한 고선량 영역의 등중심에 배치됩니다.

PFF 방법의 장점은 각 IMRT 필드의 선량이 개별적으로 전달되고 분석되기 때문에 모든 필드의 모든 부분을 샘플링한다는 점입니다. 필드 별 분석을 통해 미묘한 오차가 드러날 수 있습니다. 이는 한 빔의 일부 영역에서 과소 선량이 다른 빔에 의해 동일한 영역의 증가된 선량으로 보상될 수 있을 때 합성으로 인해 오차가 가려지는 현상을 방지합니다. PFF는 각 빔의 선량 분포가 매우 높게 변조되어 선량과 위치의 작은 차이가 분석 결과에 큰 차이를 유발할 수 있기 때문에 더 엄격할 수 있습니다.

분석결과는 TC 방법보다 더 크게 상대 선량 분석의 정규화 위치에 의존합니다. 또한, 각 빔 영상의 개별적인 오차를 합산한 결과의 의미는 일반적으로 알려져 있지 않습니다. 여러 연구들에서 필드 별 3%/3 mm 감마 결과와 환자/팬텀에서 계산된 3D 선량 사이에 상관관계가 크지 않음을 발견하였음을 고려할 때 이 방법의 분석결과는 오해의 소지가 있을 수 있습니다.[66-70] 이러한 연구 결과는 PFF 측정의 가치에 의문을 제기할 수 있지만, 측정방법의 선택과 그 결과는 신중하게 해석되어야 함을 강조합니다. 또한 QA 실패 결과에 대한 임상적 해석이 어려운 과정보담을 강조합니다.

### 3.C. 수직 조사면 합성 검증 (PC)

PC 방법은 모든 수직 필드에 대해 선량이 합산되어 분석을 위한 단일 선량 이미지가 생성되고, PFF보다 빠르다는 점을 제외하고 나머지는 PFF 방법과 유사합니다(그림 6(d)). 동일한 측정 장비와 분석 방법이 사용됩니다.

PC 방법의 장점은 각 빔의 모든 부분이 단일 이미지에 통합된다는 것입니다. 전자조사문영상장치는 각 빔의 선량 이미지를 별도로 획득한 다음 나중에 합산하는 경우 사용할 수 있습니다. 전자조사문영상장치를 사용하여 VMAT에 대한 통합 이미지를 얻는 것은 PC로 간주됩니다.

단점은 산란 영역 등의 일부 선량 전달 오류를 가릴 수 있고 특정 빔의 선량 오류가 다른 빔 선량의 중첩으로 인해 가려질 수 있다는 것입니다.[71] 또한 VMAT의 경우, 갠트리 위치에 따른 선량을 변화(균일 혹은 비균일)에 의해 발생하는 오류를 PC 방법으로는 포착하지 못할 수 있습니다. 선량분포는 환자의 선량분포와 무관하여 임상적으로 해석하기 어려울 수 있으며, 합성효과에도 불구하고 균일한 선량부분이 넓은 면적을 갖지 않을 수 있습니다.

### 3.D. 측정방법의 선택

IMRT QA에 임상적으로 바람직한 세 가지 방법 중 하나를 선택하는 것은 어렵습니다. 임상적으로 선호되는 방법은 측정된 선량과 계산된 선량 간의 유의미한 차이를 가장 잘 식별하는 방법입니다. TC 방법은 3D 선량분포에서 2D 선량 슬라이스를 제공하는 이점이 있는 반면, PFF 방법은 단일 빔에서 지역적 오차의 3D 선량 결과를 해석하는 능력이 제한된 각 빔에 대한 정보만 제공합니다. 물론 필드 별 감마 결과가 특정 허용 기준을 사용하여 모든 빔(100% 통과)에 대해 완벽하다면 전달된 선량이 계산된 선량과 거의 일치할 가능성이 높지만 Nelms 등[66]은 그 시나리오조차 항상 참이 아님을 밝혔습니다. PC 방법은 합성으로 인해 잠재적으로 오차가 가려질 수 있는 뚜렷한 단점이 있습니다. 특정 2D 기반 방법의 장점에 관계없이 논의된 방법 중 어느 것도 환자의 3D 선량 편차에 대한 정보를 제공하지 않습니다.

세 가지 방법 각각으로 테스트한 동일한 치료계획에 대한 감마 실패율 결과를 비교할 때 상관 관계가 거의 관찰되지 않았습니다. 예를 들어, AAPM TG-119[72]는 테스트 케이스에 대한 여러 기관의 측정 결과를 기반으로 IMRT 사전준비를 위

한 기준 값에 대한 신뢰한계를 보고했습니다. 해당 케이스는 전반적인 IMRT 계획 및 전달 정확도를 테스트하도록 설계되었습니다. 동일한 테스트 케이스를 사용하였을 때, TC의 경우 12.4%, PFF의 경우 7%로 신뢰한계의 차이를 보여주었습니다.

## 4. 절대선량 검증 방법 리뷰

절대선량 검증에는 여러 기술을 사용할 수 있습니다. 이온전리함을 사용한 단일 위치 측정 방법은 0차원의 선량분포로 간주될 수 있습니다. 필름, 다이오드/이온전리함 배열 검출기 및 전자조사문영상장치는 2D 분포를 제공하고 3D 선량분포는 젤 및 기타 3D 측정장치로 측정됩니다.

절대선량은 점 선량 및 2D 측정을 사용하여 확인할 수 있습니다. 3D 측정 기술의 하이브리드 버전은 최근 임상용으로 상용화되었습니다. AAPM TG-120 보고서는 IMRT 사전준비 및 환자QA 측정에 사용되는 도구와 측정 기술을 상세하게 설명합니다.[60] 필름 측정과 관련된 교정, 스캐닝 등에 대한 기술은 AAPM TG-69[73]의 보고서를 참조합니다.

### 4.A. 단일 위치 측정

가장 기본적인 절대선량 측정방법은 단일 위치 측정입니다. 일반적으로 원통형 이온전리함과 정형화된 QA 팬텀이 사용됩니다. 단일 숫자가 보고되기 때문에 단일 위치 측정이라고 하지만 이러한 측정은 실제로 이온전리함 부피에 대한 작은 체적에 대한 측정입니다. 특정 모니터단위 설정이 정확한 절대선량을 생성하는지 확인하기 위해 사용할 수 있습니다. 절대선량의 검증은 QA 팬텀 내 이온전리함 배치에 따라 타겟 또는 주요 OAR에 대해 수행될 수 있습니다.

이온전리함 부피는 0.007에서 0.6cc까지 다양할 수 있으며 누설 전류를 적절히 고려해야 합니다.[60, 74] 이온전리함은 균일한 선량 영역에 배치해야 하며 적절한 공간 해상도를 가져야 합니다. 경험에 따르면 선량변화 영역에 대한 체적 평균 효과 최소화하기 위해 이온전리함 체적에 대한 최대 및 최소 선량(치료계획장치의 계산결과)은 평균 이온전리함 선량의 5% 이내여야 합니다. 이온전리함의 크기는 특별히 중요하지 않지만, 0.6 cc 이온전리함을 사용하거나 더 작은 이온전리함 크기를 사용하는 것에 대해 논의될 수 있습니다.[75] 특히, 작은 체적을 갖는 이온전리함이 선량이 변화하는 영역 근처에 위치할 경우, 작은 위치 오차가 측정 선량의 큰 차이를 일으키는 잠재적인 문제가 있습니다. 체적이 큰 이온전리함은 이러한 선량변화를 평균화하고 이온전리함 부피가 치료계획장치에서 올바르게 윤곽모사 되었다면 위치 오차에 덜 민감합니다.

PTV 또는 OAR 영역의 선량과 같이 임상적으로 유의한 선량을 측정해야 합니다. 가능한 경우 측정된 선량은 QA 계획에 표시된 이온전리함의 활성 체적 중간에 해당하는 단일 위치 선량 대신에 이온전리함 체적에 대한 계획된 평균 선량과 비교되어야 합니다. 환자QA를 위해 이온전리함이 선택되면 교차 교정기술을 사용하여 선택한 이온전리함의 선량 반응을 결정할 수 있습니다.[60, 76]

### 4.B. 2차원 측정방법

평면 선량에 해당하는 선량 전달 분포의 더 대표적인 그림을 얻기 위해 2차원 측정을 수행할 수 있습니다. 2D 방법 범주에 속하는 상용 선량계에는 이온전리함 및 다이오드 2차원 배열 검출기, 전자조사문영상장치 및 필름이 포함됩니다. 이러한 검출기는 QA 계획에 대한 상대선량 비교를 제공할 수 있습니다. 그들은 또한 절대선량을 측정하도록 교정될 수 있지만 전자조사문영상장치와 필름의 경우 이상적인 절대선량계가 아니므로 사용 시 주의해야 합니다. 공급업체의 권장 사항 및 발표된 가이드라인에 따라 사용 전에 교정 및 사전준비를 수행해야 합니다. 2차원 배열 검출기는 일반적으로 TC IMRT 계획을 측정하는 것이 아니라 단일 필드 측정에 사용되지만[60, 77], 회전 장치는 TC VMAT 계획을 측정하는 데 사용되었으며 일부 배열 검출기는 회전 IMRT QA 측정을 위해 판상 팬텀에 삽입되었습니다.

필름 측정에는 방사선(예: EDR2) 및 방사선크롬(예: EBT2) 필름이 모두 사용되었습니다. 필름 측정에서 광학 밀도를 선량으로 정확하게 변환하려면 주의를 기울여야 합니다.[73, 78-80] 각 필름 배치(동일 제조 번호를 갖는 상자)의 사전준비에는 필름의 선량 반응, 감도 및 균일성을 특성화하는 것이 포함되어야 합니다. 필름에 전달되는 선량을 결정할 때 필름의 노이즈 양을 고려해야 합니다. 방사선 필름에는 암실과 프로세서가 필요합니다. 방사선크롬 필름은 방사선 필름보다 빛에 덜 민감하다는 장점이 있지만 여전히 차광 봉투에 보관해야 하며 역 페이딩 효과를 고려하여 방사선 노출 후 특정 시간에 판독해야 합니다. 회당 약 7 Gy 이상을 전달하는 치료계획의 경우 EDR2 필름 포화를 피하기 위해 모니터단위를 비례적으로 줄여야 할 수 있습니다. 반면 Gafchromic EBT2 필름은 적색 채널에서 1 cGy-10 Gy, 녹색 채널에서 최대 40 Gy의 선량에 대해 사용 가능합니다. 필름 판독값으로 절대선량을 획득 시 이온전리함의 측정값으로 정규화하여 광 투과 판독으로부터 발생하는 불확실성을 피할 수 있습니다.

필름은 배열 검출기보다 사용하기가 더 어렵지만 보다 높은 공간 해상도로 TC 평면 선량분포를 측정할 수 있습니다. 필름은 치료계획과 실제 빔 전달 사이에 임상적으로 관련된 차이점을 드러내는 능력이 있을 수 있습니다. 그러나 필름 처리 및 판독과 관련된 불확실성으로 인해 필름보다 배열 검출기가 개별 검출기 위치의 선량을 더 정확하게 측정합니다.

#### 4.C. 3차원 측정방법

3차원 젤[81] 및 PRESSAGE 선량계[82, 83]와 같은 3차원 측정 방법은 3D 고해상도 체적에서 전달된 IMRT 및 VMAT 선량의 TC 측정을 제공하는 데 사용됩니다. 3차원 젤 선량계는 더욱 정교해지고 있으며 임상 연구 환경의 여러 연구 그룹에서 사용하고 있지만[84, 85] 환자별 QA 측정에는 아직 널리 이용되지 않습니다.[86] 발표된 연구에서 진정한 3D 선량계로서 젤 폴리머의 다용성과 부가 가치를 보여주지만, 이 기술은 여전히 젤의 안정성, 제조, 교정, 판독, 일회성 등 여러 부분에서 한계점을 갖고 있습니다. 젤 선량계 외에도 비평면 구조를 가는 새로운 일부 배열 검출기는 진정한 3차원 측정이 아니고 공간 해상도가 낮지만, IMRT 및 VMAT QA 모두에 대해 필드당 혹은 복합 선량을 모두 측정할 수 있습니다.[87-91]

#### 4.D. 단일 위치, 2차원, 3차원 측정 방법 비교

이온전리함을 사용한 단일 위치 측정의 장점은 상대 선량이 아니라 절대선량을 측정하기 때문에 치료계획장치에서 수행한 모니터단위 계산의 정확성을 확인하는 데 사용할 수 있다는 점입니다. 측정된 선량은 일반적으로 필름 또는 배열 검출기의 결과보다 불확실성이 작으며 상대 2D 측정을 조정할 때도 사용할 수 있습니다. 한계점은 이온전리함 한 지점(실제로는 작은 부피의 평균 영역)에서만 선량을 측정하므로 전체 치료계획의 정확성을 검증하기에 충분한 정보를 제공하지 않는다는 것입니다.

2D 및 3D 선량 측정 방법은 단일 위치 측정보다 치료계획 전달에 대해 더 포괄적인 그림을 제공합니다. 2차원 배열 검출기들의 처음 개발 의도는 수직으로 조사되는 필드당 선량 비교를 위해 사용하는 것이었지만 최근 많은 제조업체는 방향 응답 보정을 통합하여 TC 방법으로 측정할 수 있습니다. 2D 또는 3D 측정은 상대적인 선량분포를 표시할 수 있기 때문에 측정하는 절대선량 정보를 무시하고 정규화하여 사용할 수 있습니다. 이러한 방식으로 사용하면 계획과 빔 전달 간의 상당한 차이가 감지되지 않을 수 있습니다. 따라서 2D 및 3D 배열 검출기는 항상 교정해야 하며 절대선량을 측정하는 데 사용해야 합니다. 교정 방법 및 빈도는 제조업체의 권장 사항을 따라야 하며 교정 빈도는 사용에 따라 달라집니다. 검출기 반응 및 가속기 출력의 변화를 QA 측정에 반영하기 위해 각 측정 세션 전에 표준 선량과 비교한 선량 보정 측정을 수행해야 합니다.

## 4.E. 재구성 방법

팬텀에서 측정된 선량과 QA 치료계획 선량 간의 정량적 비교는 전통적으로 DTA, 선량차이 기법 및 감마 지수와 같은 지표를 기반으로 했습니다. QA 장치 및 관련 분석 소프트웨어 모듈의 새로운 개발을 통해 측정된 선량분포 데이터를 환자 CT 상 3D 절대선량분포로 변환할 수 있습니다. 따라서 측정으로 재구성된 치료계획에 윤곽모사된 모든 타겟 및 OAR에 대한 선량분포 및 DVH를 포함할 수 있어 원본 치료계획과 비교 시 보다 임상적으로 유의미한 비교를 수행할 수 있습니다. 3D 재구성 방법에 대해 상업적으로 이용 가능한 몇 가지 접근 방식이 있습니다.

### 4.E.i. 순방향 계산 알고리즘

이 방법은 측정 데이터를 플루언스 지도로 취급합니다. 소프트웨어는 환자의 3D 선량을 재구성하기 위해 pencil beam 또는 collapsed cone[92, 93]과 같은 순방향 계산 알고리즘과 함께 CT 데이터를 사용합니다. 측정 데이터는 전자조사문명 장치[94], 2D 다이오드 또는 2차원 배열 이온전리함에서 가져올 수 있습니다.[92, 95, 96] 본질적으로 이러한 구현은 팬텀이나 환자 없이 빈공간에서 검출기로 전달되는 빔을 사용합니다. 측정된 데이터는 검출기의 반응에 대해 수정되고 후속적으로 환자 CT 상 순방향 선량 계산에 대한 입력 플루언스 지도로 사용됩니다. 이 작업에는 독립적인 선량 계산 플랫폼[92, 93]이 필요하지만 치료계획장치 자체를 사용하여 수행할 수도 있으므로[97] 치료계획장치와 독립 계산 플랫폼 간의 선량 계산 알고리즘 차이로 인해 발생할 수 있는 분석의 모든 모호성을 제거할 수 있습니다.

### 4.E.ii. 치료계획 선량 교란(PDP)

치료계획 선량 교란은 팬텀에서 측정된 선량과 치료계획장치에서 계산된 선량 간의 차이를 건드림 행렬로 활용하여 치료 계획장치 상에서 환자 선량을 재계산하고 DVH나 선량분포가 허용가능한 수준인지 확인합니다. 이 방법은 순방향 계산 알고리즘이 필요하지 않고, 측정 데이터는 2D 및 3차원 배열 검출기를 사용하여 얻을 수 있습니다.

### 4.E.iii. 팬텀에서의 3차원 재구성

최근에 상용화된 2D 배열 검출기가 내장된 회전 팬텀은 검출기의 배열이 VMAT 빔을 전달하는 동안 빔 축에 항상 수직이 되도록 개발되었습니다. 측정에서 재구성된 3D 선량분포는 환자 QA 계획과 비교하는 데 사용됩니다. [98] 재구성 알고리즘은 사전준비 프로세스의 일부로 시스템에 입력된 깊이선량백분율 곡선을 기반으로 선량을 재구성합니다. 선량이 3D로 재구성되는 동안 환자 CT 데이터가 아니라 팬텀에서 수행됩니다.

### 4.E.iv. 분할치료별 환자 투과 기반 품질보증

환자 치료 중 데이터를 수집하여 전달을 확인하는 전자조사문명장치 기반 측정 방법입니다. 환자가 치료되는 동안 이미지가 수집되고 각 치료에 대해 환자의 선량을 재구성하는 데 사용됩니다. 측정된 투과 플루언스는 수정되고(예: 전자조사문명장치 응답 및 환자로부터의 산란에 대해) 역투영 될 수 있습니다.[93, 99, 100] 그런 다음 역합성곱 및 역투영된 일차 플루언스를 이용하여 환자 CT에서 3D 선량이 계산되고 각 분할당 선량을 치료계획과 비교할 수 있습니다.

## 5. 허용한도와 조치한도

### 5.A. 유지가 사용하는 허용한도와 조치한도

조치한도는 임상적 조치가 요구될 때의 한계값 일뿐만 아니라 환자에 위해를 주지 않는 품질을 나타내는 정의됩니다. IMRT QA의 경우, 측정값과 계산값의 차이가 정의된 조치한도를 초과한다면 환자를 치료를 중지하여야 합니다. 이 한계값은 다양한 분석 방법(절대값/상대값 비교, 저선량 영역설정)에 따라 결정됩니다. 또한, 조치한도는 품질 측정편차를 적절하게 고려하면서 임상적 판단에 근거하여 결정되어야 합니다.[33]

허용한도는 우연오차만의 영향 하에, 정상적으로 치료 과정을 운영 할 수 있는 한계값으로 정의됩니다. 측정값이 허용한도를 초과하거나, 허용한도로 급격히 변화하는 것은 시스템이 정상적인 운영으로부터 벗어나고 있다는 것을 의미합니다. 측정 결과가 허용한도를 초과한다면, 원인 조사를 통해 해결이 가능한지를 결정해야 합니다. 이 방법의 목적은 임상적으로 허락되지 않는 범위 또는 조치한도에 도달하기 전 문제를 해결하는 것입니다.

사전준비 과정이 주의 깊게 이루어졌다는 전제하에서 조치한도와 허용한도의 값이 정의될 수 있습니다. 사전준비 과정 동안 계통오차는 가능한 교정이 되어 합니다. 이러한 과정은 조치한도를 초과하는 경우, 임상적 효과에 대한 모호성이 있을 때 조치한도를 결정하는 근거가 될 수 있습니다.

#### 5.A.i. 문헌조사

허용한도와 조치한도를 정하기 위해 AAPM TG-119와 TG-218을 참고할 수 있습니다.[33, 101] 신뢰한계(CL)를 통계적으로 산출하기 위해서는 적절한 수의 데이터가 필요합니다. 일반적으로 임상적 사용에서 의미를 가질 수 있는 적절한 IMRT 테스트가 수행되어야 합니다. 이를 통해 얻어진 값들은 TG-119나 218을 통하여 비교할 수 있으며 참고문헌에 제시된 값과 비슷한 값을 가져야만 합니다. 아래의 표는 참고 문헌에 따른 신뢰한계, 조치한도, 허용한도와 그에 따른  $\gamma$  문턱값을 제시합니다.

표 2. 참고 문헌에 따른 IMRT QA의 신뢰한계, 조치한도, 허용한도와 그에 따른 감마문턱값

저자 및 연도	측정 방법	측정도구	QA test 수	허용한도
Palta 2003 [102]	고정 갠트리	지정되지않음	30개 기관으로부터 설문지 취합	신뢰한계와 조치한도: $\pm 10\%/2 \text{ mm}$ , $\pm 15\%/3 \text{ mm}$ (고선량, 선량변화 기울기가 급격한 영역) 신뢰한계와 조치한도: $\pm 3\%$ 와 $\pm 5\%$ (고선량, 선량변화 기울기가 완만한영역); 신뢰한계와 조치한도: $\pm 4\%$ 와 $\pm 7\%$ (저선량, 선량변화 기울기가 완만한영역)
Low 2003 [53]	고정 갠트리	N/A	치료계획의 조작을 통해	$\gamma$ 기준 및 한계값: 5%/2-3 mm
Childress 2005 [103]	고정 갠트리	필름	858 필드	$\gamma$ 기준 및 한계값: 5%/3 mm
Stock 2005 [104, 105]	고정 갠트리	필름, 이온전리함	10개의 치료계획	$\gamma$ 값 (3%/3 mm): $\gamma \text{ mean} < 0.5$ , $\gamma \text{ max} < 1.5$ , 치료 분할당 $\gamma > 1$ 0-5%
De Martin 2007 [105]	고정 갠트리	필름, 이온전리함	57 HN 치료계획	감마지수 (4%/3 mm): $\gamma \Delta [\gamma \text{ mean} + 1.5 \text{ SD} (\gamma)] < 1$
ESTRO 2008 [106]	고정 갠트리	이온전리함	지정되지않음	허용한도: 3% 조치한도: 5%

Basran 2008 [107]	고정 갠트리	2차원 배열 다이오드	115 치료계획	TL: 전체 3%, 필드별 5% (암종별 독립적); 감마문턱값(3%/3 mm): $\geq 95\%$ (두경부제외); 감마문턱값 (3%/3 mm): $\geq 88\%$ (두경부)
Ezzell 2009[101]	고정 갠트리와 토모	필름, 이온전리함, 2차원 배열 다이오드	10개 기관 기관별 5개치료계획	CL: $\pm 4.5\%$ (PTV의 고선량 지점); CL: $\pm 4.7\%$ (정상조직의 저선량 지점); CL: $\pm 12.4\%$ (필름 조사면 합성), 87.6% 통과 (3%/3 mm); CL: $\pm 7\%$ (필드별), 93.0% 통과 (3%/3 mm)
Carlone 2013[108]	고정 갠트리	2차원 배열 다이오드	85 전립선암 치료 계획 (68 의 MLC 우연오차를 반영)	감마문턱값 (2%/2 mm): 78.9% ( $\sigma \pm 3$ mm), 84.6% ( $\sigma \sim 2$ mm), 89.2% ( $\sigma \pm 1$ mm); 감마문턱값 (3%/3 mm): 92.9% ( $\sigma \sim 3$ mm), 96.5% ( $\sigma \pm 2$ mm), 98.2% ( $\sigma \sim 1$ mm)

IMRT의 선량 영역 범위에 대한 한계 및 조치 수준, 계획 검증. 신뢰한계는 다음과 같은 방법에 의해 계산될 수 있습니다. 신뢰한계는 평균 차의 절대값의 합과 그 차이의 표준편차(SD)를 이용하여 다음과 같은 식으로 계산됩니다.[102]

$$\text{신뢰한계(Confidence limit ,CL)} = |\text{mean difference}| + 1.96 \text{ SD}$$

신뢰한계 계산에 사용된 평균차는 다음과 같은 식으로 계산된 처방선량의 백분율로 표시되었습니다.

$$\text{평균차(Mean difference)} = 100\% \times (D_{\text{calc}} - D_{\text{meas}}) / D_{\text{prescribed}}$$

위의 CL 공식은 측정 지점의 95%가 신뢰한계의 범위에 들어가는 정규분포의 통계에 기반하고 있습니다. TG 218 에서는 신뢰한계를 30개의 기관으로부터 IMRT 관련 설문지의 결과와 IMRT QA에 사용되는 관리오차의 임상적 중요성을 기관에서 어떻게 판단하는지를 반영하여 산출하였습니다. 산출된 신뢰한계 값은 다음과 같은 조건을 따라 계산되었습니다.[33]

- 10% 신뢰한계 또는 2 mm 일치거리(DTA), 15% 조치한도 또는 3 mm 일치거리(DTA) - 고선량, 급격한 기울기 영역
- 3%신뢰한계, 5% 조치한도 - 고선량, 완만한 기울기 영역
- 4% 신뢰한계, 7% 조치한도 - 저선량, 완만한 기울기 영역

국내의 경우 7개 기관을 대상으로 155개의 QA를 분석하여 신뢰한계를 통해 적절한 허용한도를 조사한 연구가 있습니다.[109] 이 연구는 뇌암, 두경부암, 복부암, 전립선암을 포함하는 치료계획으로 점선량 및 2차원 선량 평가를 수행하였습니다.

표 3. 선량비교방법에 따른 분석결과 [109]

	단일 위치 측정		2차원 조사면 합성 검증		2차원 조사면 개별 검증	
	선량차이		감마통과율		감마통과율	
	고선량	저선량	2%/2 mm	3%/3 mm	2%/2 mm	3%/3 mm
평균	-0.1	-1.1	91.6	97.8	97.5	97.5
표준편차	1.3	2.6	7.5	2.1	4.8	1.9

### 5.A.ii. 통과율

Palta의 CL 공식을 이용하여, 이온전리함을 사용해 측정하는 경우 신뢰한계를 PTV내의 고선량 지점에서 4.5%, 조사회 피구역 내의 저 선량 지점에서는 4.7%로 보고 하고 있습니다. 2D 합성측정결과를 기반한 신뢰한계의 경우 필름은 12.4%,



2차원 배열 전리함의 경우 7%였고, 각각 감마통과율(3%/3 mm)의 경우 87.6%, 93%였습니다.[101, 102]

2차원 배열 다이오드를 이용하여 115건의 IMRT 케이스를 분석한 결과, 관리오차는 절대선량 비교를 통해 합성필드의 경우 3%, 필드별의 경우 5%로 보고되었고, 감마통과율 (3%/3 mm)는 두경부 암 이외의 케이스의 경우 95% 이상, 두경부 암의 경우 88% 이상으로 보고되었습니다.[110]

ESTRO는 “Guidelines for the Verification of IMRT reported the experience of a number of European centers” 라는 보고서를 출간하였고, 이온전리함 측정의 경우, 허용한도는 3%, 조치한도는 5%로 보고 했습니다.[106]

많은 연구그룹에서는 감마 분포를 분석하기 위해 평균 감마 값, 측정값의 설정된 비율을 초과하는 최대감마값, 1이상의  $\gamma$  값의 비율 조합하여 사용하고 임상적으로 제안된 범위에서 측정값과 계산값의 일치를 판단하는 것을 제안합니다. 그 밖의 다양한 임상적 예시는 TG-218에서 찾아볼 수 있습니다.

## 5.B. 허용한도와 조치한도 정하는 법

모든 측정값의 오차와 변동의 원인은 IMRT QA를 수행하는 작업자의 인적요인과 IMRT 치료계획(예: 두경부와 전립선의 IMRT 치료계획)의 복잡성입니다. IMRT QA는 과정을 기반으로 하는 허용한도와 조치한도를 정하면서 이루어집니다. 조치 한도와 허용한도는 다음과 같이 정의됩니다.

- 조치한도: 환자에게 부정적인 영향을 주지 않을 최소한의 수준
- 허용한도: IMRT QA 절차가 정상적으로 작동할 수 있는 한도

만약 IMRT QA 측정이 조치한도 안에는 있으나 허용한도를 벗어나게 되면 치료의 실행여부를 결정하는 것은 의학물리학자의 몫입니다.

조치한도는 두가지로 나눌 수 있는데, 그 첫번째는 (a) 전문가들의 합의와 결과 데이터에 따라 보편적으로 정의된 지침이고, 두번째는 (b) 자체적인 경험에 의해 정해진 것입니다. 모든 QA 측정은 치료결과와 직접적인 상관이 있기 때문에 보편적인 조치한도를 따르는 것이 바람직합니다. 이는 임상적 증거 또는 적어도 조치한도의 선택을 끌어낸 데이터의 통계 요약에 대해 전문가들 사이에 합의가 이루어졌음을 의미합니다. 보편적으로 정의된 조치한도 중 하나의 예로 치료기의 출력에 대한 것이 있습니다. 치료결과는 치료기의 출력과 직접적인 연관이 있기 때문입니다. 자체적으로 정한 조치한도를 넘는다고 해서 환자에게 반드시 해가 되는 것은 아닙니다. 하지만 좋은 환자 치료를 위해서는 한도값을 지키는 것이 좋는데, 환자 별 IMRT QA가 그런 경우입니다. 자체적으로 정한 조치한도는 기관이나 치료 타입, 의학물리학자의 경험치에 따라 달라집니다.

보편적인 조치한도가 적절치 않을 때, 통계적 공정관리 방법을 통해, IMRT QA 측정은 조치한도를 결정하는데 사용될 수 있습니다.[111, 112] 이렇게 결정된 조치한도는 다음의 공식을 이용해 기관에 따라 그 과정, 장비, 기관별로 정해집니다.

$$(3) \Delta A = \beta \sqrt{\sigma^2 + (\bar{x} - T)^2}$$

$\Delta A$ 는 상한조치한도와 하한조치한도 사이의 차이이고, 보통  $\pm A/2$ 입니다. T는 공정 목표값이고,  $\beta$ 는 각각 측정과정에서 얻어지는 편차와 평균값을 의미합니다.  $\beta$ 는 두가지 요소가 조합된 상수입니다. 첫번째 요소는 process capability metric,  $C_{pm}$ 에서 유래합니다.  $C_{pm}$ 은 받아들일 수 있는 공정 수행의 문턱값입니다. 두번째 요소는 IMRT QA를 측정으로 공정 수행을

평가할 때 사용된, type-I 에러(참 값일 때 귀무가설을 제거)와 type-II 에러(거짓값일 때 귀무가설을 제거하지 않음)의 균형을 이루는 값입니다. 여기에서 공정 수행결정을 위한 IMRT QA 측정 시, 귀무사실은 '공정이 변하지 않음'을 의미합니다. 추가 연구에서 값이 달라질 수 있겠지만, 현재는  $\beta=6.0$  사용을 권장하고 있습니다. 조치한도는 문제가 생겼을 때, 의학물리학자들이 환자 별 IMRT QA의 문제와 그 원인에 집중할 수 있도록 충분히 넓어야 합니다. 환자 별 IMRT QA의 예에서, 타겟 T는 점선량 차이(i.e., 0%) 또는  $\gamma$  통과율(i.e., 100%) 이고, 알려진 타겟 값을 사용해야 합니다. 타겟 값이 알려지지 않았거나, 정해지지 않았다면, 과정상의 평균 값이 가장 유사한 타겟값이 됩니다. 두번째 접근방법은 첫번째 방법에 비해 엄격한 조치한도를 얻게 되는 효과가 있습니다.

이 과정에서, 공정이 통제 불능 행동의 형태를 보여주지 않는다면, 공정의 평균 ( $\bar{x}$ )과 편차( $\sigma^2$ )는 일정 기간동안 측정 한 IMRT QA 결과로부터 계산됩니다. 공정이 통제되지 않으면, 그 원인을 정의하고 제거한 후, 또 다른 20개 정도의 IMRT QA 측정을 통해 그 공정이 통제되는 것을 모니터 해야 합니다. 개별적인 IMRT QA 측정의 I-chart로부터 얻은 통제된 차트 한계 허용한도로 사용됩니다. I-chart란 통계학적 방법으로 비정상적인 패턴을 보이는 IMRT QA 측정을 정의하는데 사용됩니다. I-chart에는 상한선 및 하한선을 보여주며, 중심값은 IMRT QA 측정에서 계산됩니다. I-chart에서 어떤 IMRT QA 측정값이 상한선과 하한선을 벗어나 있을 때, 통제되지 않은 공정의 행동이 나타납니다. IMRT QA 측정은 중심선에서 비슷하게 높거나 낮아야 합니다. I-chart의 중심선, 상한선, 하한선은 다음과 같은 등식으로 계산됩니다.

$$(4) \text{ center line} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x$$

$$(5) \text{ upper control limit} = \text{center line} + 2.660 \times \overline{mR}$$

$$(6) \text{ lower control limit} = \text{center line} - 2.660 \times \overline{mR}$$

여기에서  $x$ 는 각각의 IMRT QA 측정이고,  $n$ 은 총 측정개수,  $\overline{mR} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=2}^n |x_i - x_{i-1}|$  은 moving range입니다. 여기에서 구한 control limit 은 허용한도로 사용됩니다.

공정통제 수립은 이 과정의 핵심 요소입니다. 통제된 공정은 이 공정이 IMRT QA의 목적에 적절하다는 것을 보여주는 지표가 되기 때문입니다. 제안된 과정을 사용하는 것은 QA 측정을 위한 하드웨어나 소프트웨어뿐 아니라 측정자, 장비, 과정 등 과정의 모든 것을 묘사할 것을 요구합니다. 케이스 별로 측정 변동성이 크기 때문에 허용한도는 치료계획의 복잡성에 따라 달라집니다. 그러므로 복잡성이 높은 치료계획 (두경부암 IMRT QA)과 낮은 치료계획 (전립선암 IMRT QA)에 대해 허용한도를 따로 계산하는 것이 좋습니다. 아래에 두 개의 예에서 위에 언급한 공식을 바탕으로 공정 기반의 허용한도와 조치한도를 계산하는 과정이 묘사되어 있습니다. 감마통과율의 경우, 허용한도와 조치한도의 상한선은 100%로 제한되어 있습니다.

IMRT QA	VMAT	고정 갠트리
선량문턱값	3%/2 mm	10%
측정도구	ArcCHECKTM	MapCHECKTM
감마통과율 평균	96.66%	95.92%
감마통과율 표준편차	1.74%	3.39%
감마통과율 moving range	1.91%	3.64%
조치한도	88.70%	84.10%
허용한도	95.92%	86.20%

이 과정의 마지막 단계는 허용한도와 조치한도를 비교하는 것입니다. 예를 들어, 만약  $\gamma$ 의 허용한도가 조치한도 보다 작다면, QA 과정을 개선하거나 (더 큰  $\beta$ 값을 사용하는 방법으로) 조치한도가 더 낮아져야 합니다. QA 과정을 개선하는 것은 장비를 바꾸거나 IMRT QA의 측정이나 분석을 수행하는 사람의 트레이닝을 요구합니다. 이렇게 조치한도와 허용한도를 정하는 표준화된 과정은 의학물리학자들이 각 기관에 상관없이 IMRT QA 과정을 비교할 수 있게 해 줍니다. 이 과정은 아래 그림으로 정리할 수 있습니다.

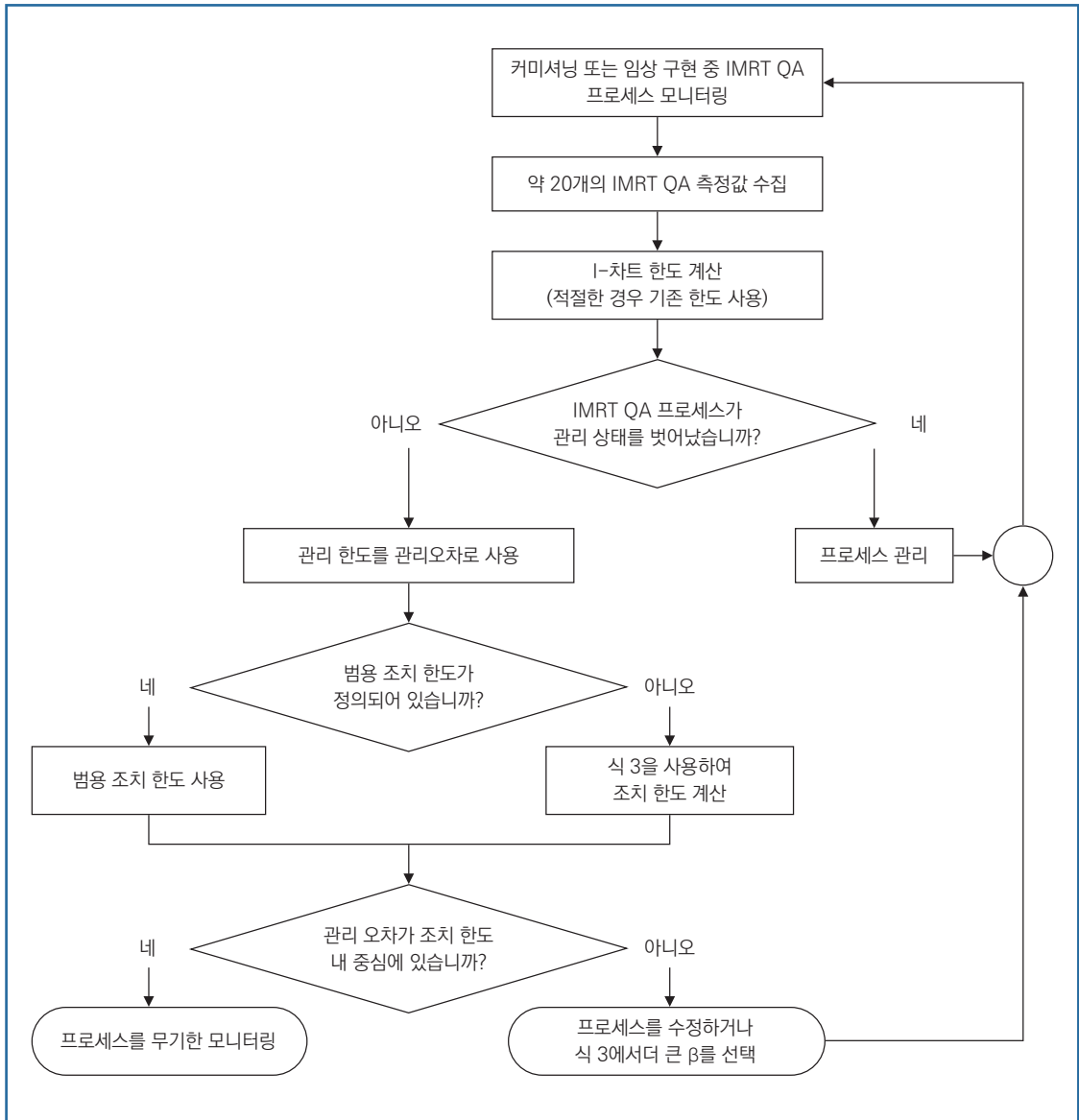


그림 7. IMRT QA에 대한 허용한도와 조치한도를 설정하는 절차.

### 5.C. 허용한도 설정에 대한 주의점

신뢰한계를 이용하여 허용한도를 결정하는 방법은 완벽하지 못합니다. 통계적 방법인 신뢰한계 값은 표준편차에 의존성이 강하고 수집된 데이터가 정규분포를 따르는 가에 따라 변화량이 큼니다. 또한 치료기기의 관리 상태, 측정기기의 종류 등에 따라 신뢰한계의 값은 매우 다르게 보여집니다. 다양한 QA 방법에 따른 결과는 다른 방법을 이용한 결과와 큰 연관성이 없고, 참고문헌에 나와 있는 기준을 사용하는 것이 환자 IMRT QA의 결과를 예측하는데 각 기관에서 그대로 사용할 수 있다는 것은 논쟁의 여지가 많습니다.[113] 즉 어떤 하나의 QA 결과는 다른 방법의 QA결과를 예측하고 평가하는 것은 어렵습니다. 하지만 많은 데이터를 이용하여 분석한 결과는 각 기관의 IMRT 결과를 평가하는 비교 기준은 될 수 있습니다.

## 6. 권장 사항

### 6.A. 권장하는 측정 방법, 허용한도와 조치한도 및 분석방법

IMRT QA verification에 대하여 다음의 권장 사항들이 제시됩니다.

- IMRT QA 측정은 QA 장치가 무시할 수 있는 각도 의존성을 갖고 있거나 각도 의존성이 소프트웨어에서 정확하게 평가된다면 TC 전달 방법의 사용이 우선적으로 권장됩니다. QA 장치가 TC 측정 및 검증 오류 분석에 적합하지 않은 경우 PFF 전달 방법을 사용해야 합니다.
- 다만, TC와 PFF 측정 및 검증 오류 분석이 현실적으로 적합하지 않은 경우에는 PC 전달 방법의 사용이 권장될 수 있습니다.
- IMRT QA 측정 및 해당 치료계획의 분석은 상대 선량이 아닌 절대선량에서 수행되어야 합니다. (상대 선량으로 정규화해서는 안 됨)
- IMRT QA 측정에 측정기기 응답 및 가속기 출력의 변화를 고려하기 위해 각 측정 세션 전에 선량 측정을 수행해야 합니다.
- 전역정규화를 사용해야 합니다. 지역정규화는 일상적인 IMRT QA에 대한 전역정규화 보다 더 엄격한 결과를 제시합니다.
- 선량 문턱값을 설정함으로써 임상적으로 영향이 거의 없지만 분석에는 크게 영향을 줄 수 있는 저선량 영역을 제외하도록 해야 합니다.

예) 주요 구조의 선량 허용 오차가 처방선량의 10%를 초과하는 경우 문턱값을 10%로 설정, 감마통과율 분석에서 매우 낮은 선량을 갖는 큰 영역 및 부피를 무시할 수 있도록 하며, 이러한 영역이 포함되는 경우 전역정규화를 사용할 경우 통과율이 증가하는 경향이 있습니다.

#### 6.A.i. 허용한도와 조치한도

절대선량의 전역정규화를 한  $\gamma$  분석에 대한 허용한도와 조치한도는 다음과 같은 방식으로 정하여 설정 할 수 있습니다.

범용 허용한도	감마통과율 $\geq$ 95% (3%/2 mm, 10% 선량 문턱값)
범용 조치한도	감마통과율 $\geq$ 90% (3%/2 mm, 10% 선량 문턱값)

- 치료계획이 이 조치한도를 벗어나면  $\gamma$  실패 분포를 평가하고 실패 지점이 선량 차이가 임상적으로 관련이 없는 영역에 있는지 결정합니다.

$\gamma$  실패 지점이 선량 차이가 임상적으로 관련이 없는 영역인 경우 치료계획이 임상적으로 허용될 수 있습니다.

$\gamma$  실패 지점이 타겟 또는 중요한 구조 전체에 분포되고 임상적으로 관련된 선량준위가 있는 경우 치료계획을 사용해서는 안 됩니다.

다른 검출기 또는 다른 측정으로 결과를 검토해야 할 수도 있습니다.

예) TC 전달에서 실패가 확인되는 경우 PFF 분석으로 계산과 측정 간의 불일치를 추가로 조사

- 2%/1 mm 또는 1%/1 mm와 같은 보다 엄격한 기준을 사용하여 포착하기 어려운 국소적인 오류를 감지하고 오류가 특정 치료 부위나 장비에 대해 체계적인지 확인해야 합니다.
- 이온전리함 및 필름으로 수행되는 IMRT QA의 경우 이온전리함 측정에 대한 허용한도 및 조치한도는 각각  $\leq$  2% 및  $\leq$  3% 이내여야 하며, 필름의  $\gamma$  통과율은 위에 명시된 대로 평가되어야 합니다.

이온전리함 측정 오류 /  $\gamma$  통과율이 범용조치한도를 초과하는 경우 IMRT 치료계획을 사용해서는 안 됩니다.

- $\gamma$  합격률이 100% 미만인 경우,  $\gamma$  분포는 통계적 평가에만 의존하기보다는 신중하게 검토되어야 합니다.  $\gamma$  결과의 검토는 실패한 포인트의 백분율에만 국한되어서는 안 되며, 히스토그램 분석뿐만 아니라 최대, 평균, 최소, 중앙값 등과 같은 다른 관련  $\gamma$  값도 포함해야 합니다.
- IMRT 치료 과정을 모니터링하고  $\gamma$  통과율이 허용 오차보다 체계적으로 낮거나 조치한도 보다 높은 경우 철저히 조사해야 합니다.
  - $\gamma$  기준 없이 직접 선량차이를 검토하거나 지역정규화와 더 엄격한 선량 차이 및 DTA 기준을 사용하는 것이 포함됩니다.
- $\gamma$  실패가 발생하면 의학물리학자는 6.C 항목들을 확인하여 IMRT QA 실패의 잠재적 원인을 조사해야 합니다.

## 6.B. IMRT QA 작업 흐름

IMRT QA의 작업 흐름은 기존의 논문을 참고하였을 때, 그림 8과 같이 크게 두 가지로 요약할 수 있습니다 [114]. 첫번째 작업 흐름(그림 8. (a))는 오래 전부터 널리 사용되고 있는 팬텀에 기반한 IMRT QA 방법이고, 두번째(그림 8 (b))는 팬텀을 사용하지 않는 로그파일 또는 전자조사문영상장치를 이용한 방법에 대한 작업흐름을 나타내고 있습니다. 로그파일 또는 전자조사문영상장치를 이용한 IMRT QA 방법은 팬텀을 사용하지 않기 때문에 IMRT 치료계획을 전달하기 이전에 팬텀을 설치할 필요가 없습니다. 또한, 팬텀을 사용하는 IMRT QA에서는 측정 결과를 분석하는 과정이 수동으로 수행되는 반면에, 팬텀을 사용하지 않는 IMRT QA 방법의 경우에는, 치료계획 전달이 이루어진 이후에 결과 분석 및 문서 작업이 자동적으로 수행된다는 장점이 있습니다. 이러한 차이 이외는 두가지 방식의 일반적인 작업흐름은 대체로 유사합니다.

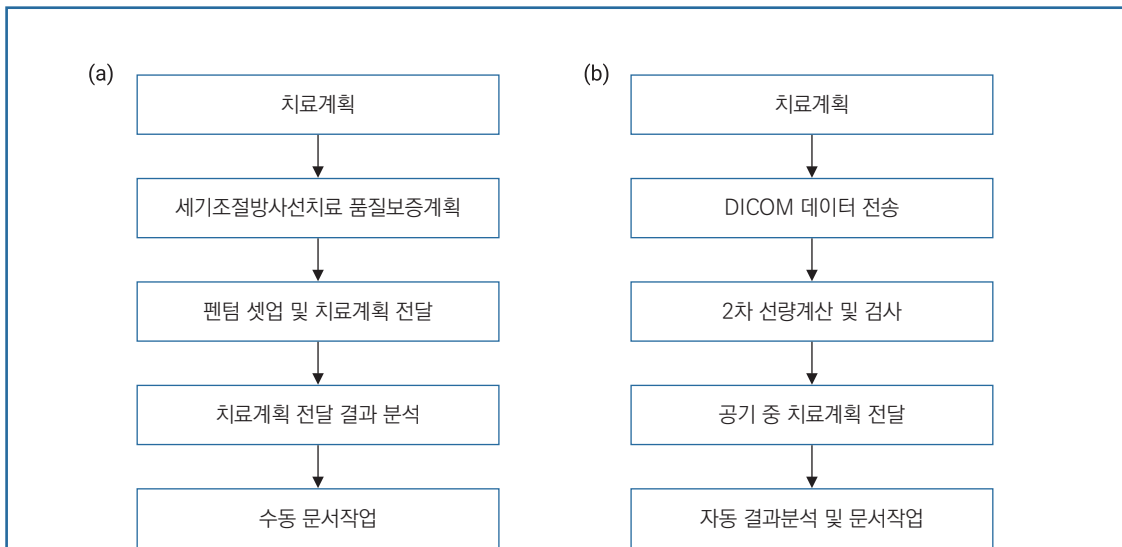


그림 8. IMRT QA의 작업 흐름 비교: (a) 팬텀 기반의 IMRT QA 방법, (b) 팬텀을 사용하지 않는 IMRT QA 방법.

그림 8과 같은 작업 흐름으로 IMRT QA가 수행된다고 가정하였을 때, IMRT QA는 치료시작 전 충분한 시간 전에 시작하는 것을 권고합니다. 이러한 권고 사항의 이유는, IMRT QA는 결과에 문제가 없더라도 최소 1일이 소요되고, IMRT QA 결과가 기관에서 정의한 기준을 통과하지 못한 경우에는, 추가적인 조사 및 점검(아래 Section 6.C 참조)이 필요하기 때문입니다.

## 6.C. IMRT QA 결과가 통과하지 못할 시 대처

IMRT QA 결과가 각 기관에서 정한 기준을 만족시키지 못한 경우에는 해당 IMRT 치료계획을 환자에게 전달하기 전에 추가적인 점검을 하는 것이 필요합니다. 아래(Section 6.C.i-6.C.vii)는 IMRT QA 실패가 발생한 경우, 각 기관에서 대처할 수 있는 방법에 대한 구체적인 예시입니다. 각 항목마다 점검 및 확인해야 하는 사항들을 먼저 나열하고, 구체적인 설명을 더하였습니다.

### 6.C.i. IMRT QA 시행에 대한 일차적인 점검

- 팬텀 셋업에서의 위치 점검
- R&V 시스템내 치료계획 버전 확인
- 치료계획 전달 확인
- 치료계획장치에서 IMRT QA 검증 소프트웨어로 전송된 데이터 확인

첫째, IMRT QA 결과가 기관에서 정한 기준을 통과하지 못한 경우에는, IMRT QA를 재시행해볼 수 있습니다. IMRT QA를 다시 한번 수행하는 목적은, 첫번째 IMRT QA를 시행하였을 때, QA의 시행조건에서 발생하였을 오차를 확인하는 것입니다. IMRT QA의 결과는 설정 불확도에 의해 영향을 받을 수 있는데, 예를 들어, 팬텀의 위치 불확도, 측정에 사용한 검출기의 위치 불확도에 의해 영향을 받을 수 있습니다. 그 외 일차적으로 IMRT QA 시행에 대해서 점검해볼 수 있는 것은, R&V 시스템으로 정확한 치료계획 버전이 전송되어 있는지 점검해볼 필요가 있습니다. 그리고 여러 개의 빔을 이용한 치료계획에서 모든 빔의 조사가 완전하게 이루어져 있는지 빔 조사기록을 확인해볼 수 있습니다. 또한, 팬텀을 사용하지 않는 IMRT QA 방법에서는, DICOM 자료(즉, DICOM CT, DICOM RT structure, DICOM RT Plan, DICOM RT Dose)의 정확한 버전이 전송되었는지 확인해야 합니다.

### 6.C.ii. IMRT QA 관련 소프트웨어 등 분석방법에 대한 점검

- 감마 분석 매개변수 확인 (선량차이 허용한도, 일치거리 허용한도, 선량정규화 방법)
- 감마 분석에 사용된 영상 등록 방법/결과에 대한 확인
- 측정된 전하량을 방사선량으로 변환하는 과정 점검: 온도/압력, 교정계수, 이온전리함의 연번호

둘째, IMRT QA 결과를 분석하는 방법에 대해서 점검해볼 필요가 있습니다. 측정된 선량분포를 계산한 값에 비교할 때 감마 분석을 사용한 경우에는, 감마 분석 결과에 영향을 미치는 변수들을 확인할 필요가 있습니다. 예를 들면, 선량차이와 일치거리에 대한 기준 값과 선량정규화 방법 등이 확인해야 하는 변수들에 포함됩니다. 이러한 변수들이 기관에서 정한 대

로 정확하게 설정되어 있는지 확인해야 합니다. 또한, 감마 분석 과정에서 사용된 영상정합 방법 및 결과에 대해서 확인합니다. 이 과정을 통해서, 측정된 선량분포와 계산된 선량분포가 위치적으로 적절하게 정렬이 되어있는지를 확인할 수 있습니다. 어느 특정 IMRT QA 방법에서 동일한 위치적인 오차(즉, 계통오차)가 반복해서 확인이 된다면, 치료계획 전달 과정 중에 계통오차를 일으킬 수 있는 원인을 파악하는 것이 필요합니다. 그리고 이온전리함을 이용하여 선량을 측정하는 경우에는, 측정된 전하량을 방사선량으로 변환하는 과정 가운데 오류가 없는지 점검해야 합니다. 여러 개의 이온전리함을 보유한 기관에서는, 이온전리함의 연번호를 확인하고, 이온전리함에 해당하는 정확한 교정계수를 사용하였는지 점검할 필요가 있습니다. 또한, 측정결과에 영향을 줄 수 있는 온도와 압력이 정확하게 측정 또는 입력되었는지 확인할 수 있습니다.

### 6.C.iii. IMRT QA 치료계획 및 검출기에 대한 점검

- 측정 위치에서의 선량분포 확인(선량변화를 확인)
- 검출기의 특성(크기, 해상도)이 잘 반영되었는지 확인
- 측정장치의 정확성/재현성 확인, 교정 필요 유무 점검

세번째로는, IMRT QA 치료계획에 대한 조사를 시행할 수 있습니다. IMRT QA를 시행하기 위해서는, 환자를 대상으로 계산된 IMRT 치료계획을 QA를 위한 치료계획으로 변환하는 과정이 필요한데, 이러한 IMRT QA 치료계획을 생성하는 도중 발생된 오류가 없는지 점검해야 합니다. 특히, 이온전리함이 포함된 팬텀을 이용해서 QA를 하는 경우에는, 이온전리함 방사선량이 급격하게 변화하지 않는 곳에 위치하고 있는지 확인해야 합니다. 이러한 이유는, 이온전리함이 선량변화 기술기가 급격한 영역에 위치하면, 팬텀의 설정 오류에 의해 측정결과가 큰 영향을 받을 수 있기 때문입니다. 이러한 요인은 배열 검출기를 사용하는 경우에도 동일하게 적용될 수 있습니다.

위와 같이, 방사선량의 분포를 확인하는 과정 가운데, IMRT QA에 사용하는 검출기의 특성이 적절하게 고려되었는지 점검해볼 필요가 있습니다. 검출기마다 측정할 수 있는 기하적인 범위 또는 해상도가 다르기 때문에, IMRT QA 치료계획을 생성할 때 이러한 개별적인 검출기의 특성이 잘 반영되었는지 확인할 필요가 있습니다. 특히, 소조사면로 조사되는 경우가 많은 SRS/SBRT에서는, 선량분포에 비교했을 때, 충분히 작은 크기의 이온전리함이 사용되었는지 또는 배열 검출기의 경우, 충분한 해상도를 갖고 있는지 점검해볼 필요가 있습니다.

다음으로는, 측정결과에 직접적으로 영향을 줄 수 있는 측정장치에 대한 점검을 해볼 필요가 있습니다. IMRT QA를 담당하는 의학물리학자는 측정장치의 특성(정확성, 정밀성 등)에 대해 정확하게 인지하고 있어야 합니다. 또한, 측정장치의 교정이 주기적으로 시행되었는지 확인하여야 하며, 필요에 따라서는 교정을 시행할 필요가 있습니다.

### 6.C.iv. 빔 성능에 대한 점검

- 빔 성능 점검(점검 항목: 출력, 에너지, 편평도, 대칭도, 조사면 크기, 출력 계수, 모니터단위, 선형성)
- 기타 방사선치료장비에 대한 점검: 레이저 정렬

방사선치료장비의 빔 성능에 대한 점검을 시행해야 합니다. 방사선치료장비의 정도관리와 관련되어서는, 미국의학물리학회에서 발간한 여러 작업 집단(TG) 보고서의 권고사항과 한국 원자력안전위원회고시 제2019-6호의 “의료분야의 방사



선안전관리에 관한 기술기준”에 의거하여, 방사선치료장비의 정도관리가 시행되어야 합니다. 원자력안전위원회고시에 근거하면, 일간 품질관리 항목으로 권고되는 빔의 출력이나 레이저 정렬은, 당일 치료 전 측정 결과를 참조하는 것으로 대체할 수 있습니다. 그 외 빔의 에너지, 편평도, 대칭도는 월간 측정 항목으로, 그리고 출력 계수와 모니터 단위 선형성은 연간 측정 항목으로 권고되지만, 필요에 따라서는 IMRT QA 실패 시 점검해야 하는 항목에 포함될 수 있습니다.

### 6.C.v. MLC 작동 이상유무 점검

- MLC 위치 정확도 점검(위치, 속도, 가속도)

그 다음으로는, MLC의 작동 이상유무를 확인할 수 있습니다. IMRT 치료계획에서는 선속출구를 정의하는 MLC의 위치 정확성이 치료계획의 전달 정확성에 큰 영향을 줄 수 있습니다. 이러한 MLC의 위치 정확성을 평가하기 위해서는, MLC의 성능 평가를 위한 별도의 QA를 시행해 볼 수 있습니다. 일반적으로, 팬텀을 이용한 IMRT QA 방법에서는, MLC의 성능 평가를 동시에 하는 것이 쉽지 않기 때문에, 별도의 MLC 성능 평가를 위한 테스트를 기관에서 시행하는 것이 필요합니다.

### 6.C.vi. 치료계획의 특성 평가

- VMAT 치료계획에서 제어점 수 또는 각도 간격 확인
- MLC로 구성된 조사면 크기의 육안 확인
- 작은 모니터 단위로 이루어진 빔 구획 비율 확인
- 치료계획의 복잡성/조절 정도 평가

IMRT QA가 실패가 발생하는 것은 치료계획의 특성에서 기인할 수도 있습니다. 최근 IMRT 치료계획의 조절 정도가 점점 높아지고 있기 때문에, 방사선치료장비에서 전달할 수 있는 기능적인 한계를 넘어서거나, 또는 이전에 고려하지 않았던 치료계획의 조사면 증가로 치료계획장치의 계산 정확성이 상대적으로 떨어지는 요인들에 인해서도 IMRT QA가 좋지 않은 결과로 이어질 수 있습니다.

복잡한 계산 없이, 실제 임상에서 쉽게 치료계획의 복잡성 정도를 평가할 수 있는 방법은, VMAT 치료계획의 경우 제어점의 수 또는 제어점 간 각도 간격을 확인하는 방법이 있습니다. 그리고 MLC로 구성된 조사면 크기를 모든 제어점에 대해서 육안으로 확인해볼 수 있습니다. 작은 필드, 또는 가늘고 긴 필드를 포함한 빔 구획이 다른 치료계획에 비해서 많은지도 확인해볼 필요가 있습니다. 또한, 작은 모니터 단위를 전달하는 빔 구획의 비율을 확인해볼 수도 있습니다.

위의 간단한 치료계획의 특성을 평가할 수 있는 방법 이외에도, IMRT 치료계획의 복잡성 정도 또는 변조 정도를 평가할 수 있는 지수가 다양하게 개발되어 왔습니다.[115-127] 대체로, 플루언스 지도의 변화 정도를 계산하는 방식으로, 또는 플루언스 지도의 변화 정도에 추가적으로 MLC의 움직임 정도까지 계산하는 방식으로 개발이 되어 왔습니다. 자체적으로 IMRT 치료계획의 복잡성 또는 변조 정도를 평가하고자 하는 기관에서는, 이와 관련된 연구들을 종합하여 검토한 논문 [128]을 참조하시길 바랍니다.

### 6.C.vii. 치료계획장치(TPS) 점검

- IMRT QA 측정장치의 치료계획장치 모델 점검(치수, 밀도)
- 선량계산 과정에 대한 점검(선량계산 영역, 격자간격, 몬테카를로 전산모사 관련 매개변수)
- 치료계획장치 모델링 정확도(빔 자료, 빔 모형화 매개변수: 출력 계수, 턱 투과율, MLC 투과율, 편평필터 비중, MLC 엽간격, 요철효과, 엽끝 너비 등)

IMRT QA 결과, 여러 환자에 대해서 지속적인 오류가 발생하는 경우에는, 치료계획장치에 대한 점검이 필요할 수 있습니다. 치료계획장치에서 확인할 수 있는 항목 중, 팬텀 또는 배열 검출기의 기하학적인 모델링이 정확하게 되었는지, 또한 치료계획장치 내 모델에 적용되는 밀도 (질량 밀도 또는 전자 밀도)의 정확성에 대해 점검해볼 수 있습니다. 또한, 치료테이블과 같이 선량계산에 필수적으로 포함되는 부수적인 구조물에 대한 모델링도 정확하게 되었는지 점검해볼 수 있습니다.

이 밖에도 선량계산 과정에 대한 점검을 시행해 볼 수 있는데, 선량을 계산하는 영역이 적절하게 설정이 되어 있는지, 선량을 계산하는 영역에서 격자간격도 기관에서 정한 기준에 맞게 잘 정의되어 있는지 확인해봐야 합니다. 몬테카를로 전산모사 기반의 선량계산 소프트웨어를 사용하는 기관에서는, 그와 관련된 매개변수, 즉 불확정도 수준을 검토해볼 수 있습니다.

## APPENDIX

### A. 측정도구 관련 리뷰

#### A.i. 검출기

전세계 2861개 기관을 대상으로 수행한 IROC Huston QA center 의 조사에서는[129], 3DCRT 와 IMRT의 정도 관리 수행을 위한 측정 장비의 사용 빈도가 2차원 배열 다이오드(52.8%), 단일 위치 측정(39.0%), 전자조사문영상장치(27.4%), 그리고 2D 배열 이온전리함(23.9%)의 비율임을 보고하였습니다.

##### A.i.i. 이온전리함

이온전리함은 이온화 방사선의 흡수선량을 측정하는 매우 신뢰도 높은 측정기기 중 하나입니다. 이온전리함으로 흡수선량을 측정하는 것은 에너지 의존도가 낮고 선량률에 선형인 점 등의 여러 장점이 있어 IMRT QA의 수행에 많이 사용하고 있습니다. 몇 가지 주의할 점은 다음과 같습니다.

###### i. 체적 평균 효과

치료 방사선빔 세기조절의 결과로 특정 영역에서는 선량의 기울기가 매우 커질 수도 있습니다. 이 때 이온전리함의 내부에서도 선량이 균일하게 전달되지 않을 수 있는데 특히 전리함의 크기가 클수록 불균일도가 크게 됩니다. 이렇게 불균일한 선량을 전리함이 측정한다면 치료계획에서 추출한 점선량과 이온전리함이 측정한 체적 내 평균 전리화한 선량이 다를 수 있습니다. 이러한 어려움은 크기가 작은 전리함을 사용하거나 측정점을 선량의 기울기가 작은 영역으로 선택하여 우회할 수 있습니다.

###### ii. 실효 측정점

이온전리함은 전리함의 기하학적 형태에 기인한 기준점이 존재하여 선량의 측정 시 기준점을 고려하여 측정해야 합니다. 특히 평행판 전리함과 파머 전리함 형태의 전리함의 경우 기준점을 결정하는 방법이 다르므로 주의를 기울여야 합니다.

###### iii. 교정

이온전리함의 사용 시 가장 중요한 것은 올바른 교정상수를 사용하는 것입니다. 교정상수는 매년 교정을 받아 사용하는 것을 권고하고 있는데, 교정 주기가 지난 교정상수를 사용하거나 다른 전리함의 교정상수를 사용하는 경우 측정한 선량과 실제 선량에서 큰 차이가 날 수 있으므로 주의를 기울여야 합니다.

다양한 종류의 이온전리함을 제조사별로 정리하였으며 표 4은 PTW사의 제품, 표 5는 IBA, 표 6은 xtradin 사의 제품을 정리하였습니다.

표 4. PTW 사의 이온전리함 비교

Type	Model	Description	Sensitive vol. (cc)	Collector length (mm)	Collector diameters (mm)	Response (nC/Gy)	Leakage (10-15 A = fA)
Cylinder	T31002	Semiflex	0.125	8.5	5.5	4	4
Cylinder	T31013	Semiflex	0.3	16.25	5.5	10	4
Farmer	T30012		0.6	23	6.1	20	4
Timble	T31010	Semiflex	0.125	6.5	5.5	3.3	4
Farmer	T30013		0.6	23	6.1	20	4
Farmer	T30010		0.6	23	6.1	20	4
PinPoint	T31023		0.015	5	1	0.4	4
Cylinder	T31006	Pinpoint™	0.015	5	2	0.4	4
Farmer	T31015	Pinpoint™	0.03	5	2.9	0.8	4
PP	T23343	Markus	0.055		2.65	2	4
PP	T34045	Advanced Markus	0.02		2.5	0.67	4
PP	T34001	Roos	0.35		15	12	4

표 5. IBA 사의 이온전리함 비교

Type	Model	Description	Sensitive vol. (cc)	Collector length (mm)	Collector diameters (mm)	Response (nC/Gy)	Leakage (10-15 A = fA)
Farmer	FC65		0.65	23	6.2	21	
Farmer	FC23		0.23	9	6.2	7.2	3
Timble	CC25		0.25				
	CC13		0.13	5.8	6	4	4
	CC08		0.08	4	6	2.7	4
	CC04		0.04	3.6	4	1	0.5
PP	NACP		0.16		10	6	5
PP	PPC-05	Markus	0.05		9.9	1.7	5
PP	PPC-40	Roos	0.4		16	11	5

표 6. Exradin 사의 이온전리함 비교

Type	Model	Description	Sensitive vol. (cc)	Collector length (mm)	Collector diameters (mm)	Response (nC/Gy)	Leakage (10-15 A = fA)
Timble	A19		0.62	21.6	1	22.2	10
	A12		0.64	21.6	1	22.7	10
	A1SL		0.053	4.4	1	1.85	10
	A28		0.125	6.4	1	4.35	10
Micro	A14		0.015	1.5	0.3	0.53	10
	A14SL		0.015	1.5	0.3	0.53	10
	A26		0.015	1.78	0.75	0.54	10
	A16		0.007	1.27	0.3	0.24	10
PP	A10		0.05		5.4	1.9	10
	A11		0.62		20	2.2	10
	A11TW		0.93		20	33.3	10
	A20		0.074		1.93	2.6	10

### A.i.ii. 전자조사문영상장치(EPID; CCD, SLICs, AMFPD, AMFPIs)

전자조사문영상장치는 X-ray 선형가속기에서 영상유도 시 사용하는 영상촬영장비이면서 동시에 MV 광자의 선속이나 선량을 측정할 수 있기에 IMRT QA에서 사용이 가능합니다. 전자조사문영상장치는 Charged coupled device(CCD), Scanning liquid ion chambers(SLICs), Amorphous silicon flat panel detector(AMFPD), Active matrix flat panel imagers(AMFPIs)로 구분될 수 있습니다. 전자조사문영상장치는 선량측정을 위한 추가 장비를 설치할 필요 없이 선형가속기 자체의 조작을 통해 QA를 실시할 수 있는 점과 높은 분해능을 이용해 선량분포 측정의 정확성을 높일 수 있다는 것이 큰 장점입니다[130] [131]. 일례로 Varian TrueBeam™의 전자조사문영상장치는 후술할 배열 검출기의 평균 1 cm 정도의 해상도에 비하면 10 배 이상의 분해능을 가졌습니다. 전자조사문영상장치를 이용한 IMRT QA 는 크게 네 가지로 점 선량, 2D transit dose, 2D exit dose, 3D exit dose 측정으로 분류할 수 있습니다[132].

- i. 점 선량: 전자조사문영상장치에서 측정한 선량 중 특정 위치의 선량을 비교합니다.[133]
- ii. 2D transit dose: 전자조사문영상장치에서 측정한 선량과 치료계획에서 추출한 전자조사문영상장치 위치의 선량을 비교합니다[134].
- iii. 2D exit dose: 환자 또는 팬텀을 설치하고 이를 통과한 선량을 전자조사문영상장치에서 측정하여 이를 비교합니다 [135].
- iv. 3D exit dose: 치료계획을 환자의 CT에서 계산한 선량과 실제 조사하여 환자를 통과한 전자조사문영상장치 측정선량의 역연산을 통해 얻은 환자 선량과 비교합니다[136].

전자조사문영상장치의 교정은 IC를 이용한 선량측정과 전자조사문영상장치의 영상 세기를 비교하여 얻는 방법[134], 몬테카를로 전산모사를 이용해 검출기 반응 수치를 비교하는 방법이 있습니다[137].

### A.i.iii. 배열 검출기 (Matrix™, MapCHECK™)

간략하게 말하자면, IMRT QA의 목적은 전달된 선량과 치료계획 선량의 차이가 허용범위 기준 내인지 아닌지를 확인하는 것이라고 볼 수 있습니다. 이러한 관점에서 점선량의 측정을 통한 확인은 세기 변조 방사선의 복잡한 선량분포를 확인하기에는 부족한 면이 있다고 할 수 있습니다. 만약 굉장히 많은 수의 점 선량 측정을 할 수 있다면 측정된 다수의 점에서 선량 분포의 정확도를 치료계획의 선량분포와 비교할 수 있으며, 이것이 한 점의 선량을 측정하는 것보다 IMRT QA의 목적에 부합한다고 볼 수 있을 것입니다. 배열 이온전리함은 실제로 이 작업을 수행하기 위해 제작되었으며, 제조사마다 차이는 있으나 대략 1000 개의 점선량을 동시에 측정하여 2차원 평면의 선량분포를 측정할 수 있습니다 (표 7, 표 8)

최신의 방사선치료는 높은 정확도의 영상유도 장비를 사용하여 종양을 그릴 때 margin을 줄이고 있으며 특히 선량계산의 정확도가 높아지고 선량 전달에 사용하는 MLC 등의 제어 정확도도 높아졌기 때문에 QA에 사용하는 허용범위의 기준을 높일 필요가 있습니다. 2차원 선량분포의 평가에 사용하는 감마 분석의 경우 두 개의 매개변수인 DTA와 DD를 설정하는데, 기존 3 mm, 3% 보다 더 높은 수준을 사용할 때는 사용하는 측정 장비의 해상도를 고려해야 합니다.[138] 만약 DTA 가 너무 작다면 QA 결과가 측정 장비의 위치에 매우 민감하게 반응할 수 있습니다. 또는 측정장비의 해상도가 낮다면 선량이 매우 급격하게 변화하는 경우 그것의 평균값만 측정할 수 있어 평가가 어려워질 수도 있습니다.[139, 140]

다양한 배열 검출기를 이용한 QA 결과가 보고되었습니다. MapCHECK2 를 이용해 VMAT SABR plans 을 측정했고, 허용범위는 2%/1 mm 를 사용했습니다[141]. Octavius 1000 SRS, Octavius Seven29, 그리고 EDR2 필름을 이용해

SBRT 치료계획을 측정된 결과를 공유합니다[142]. IMRT QA 에 사용하는 장비 Octavius 1500, 729, 1000 SRS 의 선량특성을 비교하였습니다[143]. IMRT 와 VMAT 치료에서 Octavius 729 와 Octavius II 팬텀을 이용한 결과를 비교하였습니다[144]. VMAT 치료를 받는 15명의 환자에서 Octavius 729 를 사용한 결과를 정리하였습니다[145].

배열검출기를 사용할 때는 장비의 보정상수를 확인하여 정확한 선량을 측정하고 있는지에 대한 확인이 필요합니다. 장비의 보정상수는 사용 시간에 따른 노화, 고장 등의 원인으로 변화할 수도 있습니다.

VMAT 치료의 경우 갠트리의 각도에 따라 장비의 민감도가 달라질 수 있으므로 갠트리의 각도마다 다른 수정치를 역산하여 보정하는 방법을 사용할 수 있습니다[144-147].

표 7. 배열 검출기, IBA 사와 Sun Nuclear 사의 제품 비교

Vendor	Model	Largest field size (cm)	검출기 간격 (mm)	검출기 크기 (mm)	nominal sensitivity (nC/Gy)	Eff. Point of measurement (mm)	검출기 수
IBA	Matrixx Evolution	24.4 x 24.4	7.6	4.5	2.4	3.4	1020
	Matrixx FFF	24.4 x 24.4	7.6	4.5	1.4	6.5	1020
	Matrixx PT/ ONE	24.4 x 24.4	7.6	4.5			1020
	Matrixx Resolution	25.3 x 25.3	6.5	3.2 x 2			1521
	myQA SRS	12 x 14	0.4	0.4			105000
Sun Nuclear	MapCHECK 3	26 x 32	7.07	0.48	15		1527
	SRS MapCHECK	7.7 x x7.7	2.47	0.48 x 0.48	15	2.75	1013
	ArcCHECK	21 (diameter)	1	0.8 x 0.8			1386

표 8. 배열 이온전리함, PTW 사의 제품 비교

Model	Largest field size(cm)	central area (cm)	중심부 검출기 간격 (mm)	주변부 검출기 간격 (mm)	검출기 크기 (mm)	nominal sensitivity (nC/Gy)	Eff. Point of measurement (mm)	검출기 수
Octavius 1600XDR	15 x 15	6.5 x 6.5	2.5	5	2.5 x 2.5 x 2	16	6.9	1521
Octavius 1000SRS	11 x 11	5.5 x 5.5	2.5	5	2.3 x 2.3 x 0.5		9	977
Octavius 1500XDR	27 x 27		7.1 (diagonal)		4.4 x 4.4 x 3		9.1	1405

#### A.i.iv. 다이오드

다이오드 측정기는 크기가 매우 작아 전리함의 평균 체적 효과의 영향을 크게 받지 않는 장점이 있습니다. 이에 IMRT QA 시 선량의 기술기가 매우 큰 측정 또는 조사면의 크기가 작은 경우 측정의 정확도를 높일 수 있을 것으로 기대합니다. 작은 크기를 이용해 체내 선량을 측정하는 것도 가능하며, IMRT QA 의 in-vivo 측정에서도 활용한 보고가 있습니다[148]. 다

이오드 측정기는 온도, 선량률, 광자선의 에너지 등의 변화에 따라 안정적이지 않아 사용 상 주의를 기울일 필요가 있습니다 [149].

표 9. 다이오드 측정기. 제조사마다 대표적인 제품 비교

Vendors	Model	Sensitive vol. (mm <sup>3</sup> )	Collector diameters (mm)	Response (nC/Gy)	reference point (mm)
PTW	T60023	0.03	0.8	19	0.9
Sun Nuclear	EDGE	0.019		32	0.5
IBA	PFD 3G-pSi	0.2	1.6	100	0.9
IBA	RAZOR	0.361	0.6	4.1	0.8

#### A.i.v. 열형광선량계(TLD)

열형광선량계는 1.35 mm의 지름과 0.8 mm의 두께를 가진 원반형의 모양입니다. 측정 선량의 범위는 수 cGy 에서 10 Gy 까지입니다[150]. 많은 경우 TLD는 개인선량계로 사용하여 환자의 체내선량, 방사선 작업종사자의 선량을 측정하거나 외부 감사의 목적으로 장비의 출력을 측정하는데 사용하고 있습니다. TLD를 사용하기 위해 사전에 열을 가하는 작업을 반복하고, TLD의 판독에도 추가 작업이 필요하여 실제 선량측정 시 작업시간이 많이 걸리는 단점이 있습니다. 그러나 측정 시 동시에 사용하는 TLD 의 수에 제한이 없고 크기가 작은 것을 이용한다면 3차원 선량분포를 측정하는데 사용할 수도 있습니다[60]. 방사선 노출에 의한 피로도는 TLD의 민감도를 떨어뜨리며, 그 효과는 개별 TLD 마다 다름이 보고되었습니다[150-153]. 해당 논문의 저자는 개별 TLD 마다 보정상수를 도입하는 것을 추천하였습니다[151, 153].

#### A.i.vi. 금속산화막 반도체전장효과 트랜지스터(MOSFET)

금속산화막 반도체전장효과 트랜지스터 측정기는 1mm<sup>2</sup>의 실리콘 칩에 활성영역 0.2 x 0.2 mm<sup>3</sup> 정도의 매우 작은 크기를 가진 측정기입니다. 전자선의 체내 선량 측정용 반도체전장효과 트랜지스터의 다양한 특성에 대해 연구한 보고에 따르면 [154], 조사면의 크기, 온도, 선량률 등에 민감한 특성이 있습니다. 자세한 내용은 반도체전장효과 트랜지스터 측정기를 사용한 IMRT QA에 사용한 보고서를 참조하기 바랍니다[155, 156].

#### A.i.vii. 필름

전자장비를 이용한 최신의 기법이 발달하기 전까지 필름은 2차원 선량분포를 측정할 수 있는 유일한 방법이었습니다. 기존 방사선 필름을 이용한 선량측정에는 현상 과정이 필요했으나 최근 현상이 필요 없는 필름이 개발되어 사용이 유리해졌습니다. 그러나 여전히 선량 측정 후 필름을 스캔하는 등, 전자장비를 이용한 측정 대비 시간이 더 소요되는 단점이 있습니다.

측정과정은 다음과 같습니다.

- i. 선량 측정결과를 얻기 위해 교정 곡선을 매 필름마다 연습니다.
- ii. 선량 측정 후 1 시간 이내에 스캐너를 이용한 광학밀도를 측정합니다.
- iii. 보정곡선을 얻기 위한 선량 측정 및 광학밀도 측정은 선량 측정과 같은 날 수행해야 합니다.
- iv. 스캐너에 필름을 삽입하는 면과 방향은 같아야 합니다.
- v. 필름에 지문을 포함한 이물질이 묻지 않도록 하며, 필름을 구부리거나 늘리거나 굽지 않도록 주의합니다.

필름은 다음과 같은 목적으로 사용가능.불가 합니다.

사용 가능: IMRT 상대 선량분포의 측정, IMRT 선의 반음영의 모델링을 위한 선속분포의 측정, 소 조사면의 상대 출력 계수의 측정.

사용 불가: 절대선량 측정, 모니터단위 출력의 측정.

### 방사선 필름

방사선 필름은 스캐너로 선량을 읽기 위해 화학약품을 이용해 현상을 해야 합니다. AAPM 보고서인 TG-69에 방사선 필름에 대한 정리가 잘 되어있습니다[157]. 현존하는 방사선 필름은 Kodak EDR2 (500 cGy 이하만 측정할 것)와 XV2 (100 cGy 이하만 측정할 것) 입니다.

### 방사선크롬 필름

현상 과정의 필요없이 측정 후 스캐너로 선량을 읽을 수 있습니다. AAPM 보고서인 TG-55에 정리된 부분을 참조하기 바랍니다[158]. 상업 제품으로는 EBT2, EBT3 를 사용할 수 있습니다. IMRT QA 시 다이오드 행렬과 필름을 비교한 결과를 공유합니다.[159] IMRT QA 시 3DVH 소프트웨어에서 예상한 선량과 가상의 이온전리함, 필름의 정확도를 비교한 결과입니다[160]. IMRT QA 시 필름을 이용한 측정이 배열 이온전리함을 이용한 측정보다 더 우월하다는 주장과 그 반론을 소개합니다[161].

### A.i.viii. 투과 검출기 (IQM, dolphin)

투과 검출기는 선형가속기 갠트리의 머리 부분에 부착하는 판 형태의 탐지기입니다. 선형가속기의 머리에서 방사선이 조사될 때 투과 탐지기는 방사선을 투과시키며 방사선의 양과 투과하는 위치를 측정하고 측정과 치료계획의 일치여부를 확인하여 실시간으로 환자 전달 선량을 측정할 수 있습니다. 이를 사용함에 있어 투과 탐지기 자체의 감쇄[162, 163] 를 치료계획 장치의 빔 모델링에 고려해야 하며 감쇄정도를 보정하지 않으면 환자에게 잘못된 선량을 전달할 수 있는 단점이 있습니다. 현재 시판 중인 투과 탐지기는 IBA 사의 Dolphin 과 IQM 사의 IQM 검출기, ScandiDos 사의 Delta4 Discover 가 있습니다. 투과 검출기의 장단점에 대해 다음의 인용을 참고하기 바랍니다[164].

표 10. 투과 검출기 비교. IBA, IQM, ScandiDos 사의 제품

Vendor	Model	검출기 유형	검출기 수	검출기 크기 (mm)	간격	Active size (cm)	Max. field size (cm)	Outer size (cm)	weight (kg)
IBA	Dolphin	IC*	1513	3.2 (disc)	5 mm	24.3 x 24.3	40 x 40	60 (dia) x 5.7	12
IQM	detector	IC*	1		continuous	26.5 x 26.5	40 x 40	45 x 35 x 3.5	4.3
ScandiDos	Delta4 Discover	p-Si	4040	1 (disc)	2.5 mm	19.5 x 25.0		79 (dia)	8.7

\*IC = air-vented 이온전리함



### A.i.ix. 젤 (3D)

다음은 참고문헌[60]의 내용을 발췌한 것입니다.

#### 중합체 젤

단위체 분자들이 방사선에 의한 중합체화 되는 현상을 이용해 방사선량을 측정합니다. 생성된 중합체들은 젤라틴 격자 내에 고정되며 그 양을 통해 방사선량을 측정하게 됩니다.[165] 중합체의 양을 측정하기 위해서 MR 스캐닝 또는 광학 CT를 이용합니다. 3차원 선량분포를 볼 수 있기 때문에 복잡한 선량분포를 가진 IMRT의 QA에서 유용할 것으로 기대합니다.[166]

#### 프리케선량계

액체 프리케선량계는 프리케 수용액을 젤라틴 격자에 넣어서 만드는데, 이온화 방사선을 이 프리케선량계에 노출시켰을 때 ferrous ( $Fe^{2+}$ ) 이온이 ferric ( $Fe^{3+}$ ) 이온이 되어 MR 영상의 T1 완화시간이 변화하는 것을 이용해 선량을 측정합니다 [167]. 단점은 ferric 이온이 시간에 따라 젤라틴 격자 내에서 퍼지기 때문에 선량분포가 달라지는 점입니다[168]. 이에 프리케선량계로 선량을 측정된 뒤 MR 스캐닝을 2 시간 내에 한다는 제안이 있어 임상 현장에서 사용하기에는 어려움이 있을 수 있습니다.

## A. ii. 팬텀

### A.ii.i. 물 팬텀

- A. 방사선 측정을 위한 표준
  - B. 인체 구성물질과 유사한 방사선 거동을 보임
  - C. 방수가 되는 선량계를 사용해야 함
  - D. 다양한 선량계를 사용할 수 있음
  - E. 깊이선량과 측방선량분포의 측정에 이용가능
  - F. 다양한 모양으로 만들기 어려움
  - G. 방사선조사가 표면과 수직일 경우 사용 가능
- [23, 169, 170]

### A.ii.ii. 물등가 플라스틱 : 검출기를 넣을 수 있는 판상 팬텀

- A. 폴리스티렌 또는 물등가 플라스틱으로 이루어져 있음
  - B. 물등가 물질임 (유효원자번호 전자 그램 수, 질량 밀도)
  - C. 1 차원과 2 차원 측정에 사용가능
  - D. 검출기의 위치는 깊이에 따라 변화가능
  - E. 필름 등을 삽입하여 사용가능
  - F. 다양한 디자인으로 설계 가능
  - G. 신속하고 효율적으로 재현성 좋은 설치가 가능함
  - H. 물질의 추가로 비균질적 물질 조성을 갖는 팬텀 제작 가능
- [23, 169, 171]

### A.ii.iii. 원통형 팬텀

- A. 플라스틱 또는 물로 채워져 있음
  - B. 구조가 간단하고 각도 의존성이 없음
  - C. 등방면 합성 IMRT 전달 검증을 위한 편리한 구조로 되어 있음
  - D. 이온전리함은 정해진 위치에만 설치 가능
  - E. 필름을 삽입할 수 있는 장치가 있는 경우도 있음
  - F. 토모테라피용 팬텀의 경우 다양한 이온전리함을 삽입할 수 있는 구멍이 제작되어 있음
- [23, 169, 170]

### A.ii.iv. 나선형 팬텀

- A. 물등가 플라스틱으로 이루어져 있음
- B. 필름을 나선형으로 삽입하여 3D의 선량분포를 측정할 수 있고 2차원으로 분석함
- C. 3 차원적 선량분포를 단일 필름으로 측정 가능

[23, 170, 172]

#### A.ii.v. 인체모사 팬텀

- A. 인체모형을 본뜬 형태의 팬텀
- B. 물 등가 플라스틱으로 이루어져 있음
- C. 치료계획과 방사선 조사를 평가하고 치료계획과 선량전달 문제를 발견하는데 효율적임
- D. 팬텀 내부에 TLD나 필름 등을 삽입할 수 있음
- E. 임상시험 등을 목적으로 한 QA검증에 사용됨(IROC등)
- F. 선형가속기에 대해 정확하게 설치하고 정렬하는 것이 더 어렵고, 더 많은 시간이 소요될 수 있음
- G. 측정을 위한 팬텀 설치가 어려움
- H. 이온전리함이나 필름 등을 정확히 설치하기 어려움
- I. 전체 IMRT 치료계획과 치료과정을 평가하기 좋음
- J. 선량 불일치의 원인을 팬텀 문제만으로 분리시켜 분석하기 어려움

[23]

## B. 치료중 IMRT QA

### B.i. 로그파일 기반의 IMRT QA

로그파일 기반의 IMRT QA [173-181]는 방사선치료계획을 전달할 때, 방사선치료장비가 저장하는 시스템 로그파일을 기반으로 하는 QA 방법입니다. 각 환자의 치료계획을 전달할 때마다 로그파일에 다양한 정보가 저장되는데, 대표적으로는 제어점마다의 MLC 위치가 기록됩니다. 그 밖에 로그파일에 저장되는 정보로는, 각 빔 별 모니터 단위, 턱 위치, 각 제어점의 갠트리 및 콜리메이터 각도 등이 있습니다. 로그파일 기반의 IMRT QA를 위해서는, 기본적으로 선량을 계산할 수 있는 알고리즘이 필수적으로 갖추어져 있습니다.

대체로, 로그파일 기반의 IMRT QA는 보통 두 가지 단계로 수행이 됩니다. 첫번째는, DICOM 데이터를 이용한 2차 선량 검증 단계이고, 두번째는, 팬텀을 이용하지 않은, “공기 중” 치료계획 전달 이후, 수집된 로그파일을 이용한 선량 계산 단계를 거치게 됩니다. 첫번째 단계, 즉, 2차 선량 검증은 독립적인 선량계산 알고리즘으로 동일한 치료계획에 대한 선량을 계산하고, 기존 치료계획과 비교하는 과정입니다. 이 과정에서, 수행자는 환자의 방사선치료계획이 확정이 되면, DICOM 자료(DICOM CT, DICOM RT structure, DICOM RT plan, DICOM RT dose)를 로그파일 기반의 IMRT QA 시스템에 전송하기만 하면 됩니다. DICOM 자료가 IMRT QA 시스템에 도착하는 즉시, 2차 선량 검증은 자동적으로 수행됩니다.

두 번째, 로그파일을 이용한 선량검증 과정은 다음과 같이 이루어집니다. 별도의 팬텀 셋업 없이 환자의 치료계획을 전달하면 되고, 전달이 완료되는 즉시, 방사선치료장비 시스템은 로그파일을 작성해서, IMRT QA 시스템으로 전송합니다. 로그파일 기반의 IMRT QA 시스템은 로그파일이 전송되는 즉시, 로그파일에서 필요한 정보를 이용하여 환자에게 실제로 전달된 선량을 분석하고, 환자의 계획된 선량과 비교합니다. 이러한 선량적 분석과 별도로, MLC 위치 오차도 자동적으로 분석됩니다. 팬텀 기반의 IMRT QA에서 선량을 비교 분석하는 과정이 수동적으로 이루어져 시간이 오래 걸리는 단점이 있었다면, 로그파일 기반의 IMRT QA에서는 분석하는 과정 및 결과를 문서로 작성하는 과정도 모두 자동으로 이루어져 IMRT QA 소요되는 시간을 상당 부분 줄일 수 있습니다.

실제 환자 치료 중에도 로그파일이 생성되기 때문에, 각 분할치료마다의 선량전달 정확성을 분석해볼 수 있습니다. 로그 기반의 IMRT QA 시스템에는 치료계획이 전달되고, 로그파일이 전달될 때마다 자동적으로 환자에게 전달된 선량을 계산하고 계획된 환자치료계획과 비교/분석합니다. 그러므로, 로그기반의 IMRT QA 시스템은 환자 치료 중의 IMRT 전달 검증을 자동적으로 수행합니다.

## B.ii. 전자조사문영상장치 기반의 IMRT QA

전자조사문영상장치 기반의 IMRT QA 방법[182-188]은 한정된 수의 각도에서 빔을 전달하는 기존의 IMRT 방법보다 VMAT이 보편화되면서, MLC의 위치를 전자조사문영상장치로 측정하는 방식으로 개발되어왔습니다. 치료 전에 시행하는 IMRT QA의 경우에는, 실제 치료 중의 환자의 기하학적 구조를 고려하여 환자에게 전달된 선량을 분석할 수 없다는 제한점이 있습니다.

치료 중 IMRT QA를 위해 전자조사문영상장치를 사용하는 연구도 이루어지고 있습니다 [189-195]. 전자조사문영상장치 기반의 치료 중 IMRT QA 방법은 환자를 통과한 빔의 세기를 측정하고, 이를 이용하여 환자에게 IMRT 치료계획 전달의 정확성을 검증합니다. 전자조사문영상장치를 이용하여 연속촬영영상으로 환자를 통과한 빔 플루언스를 측정하고, 환자 치료계획을 이용하여 각 전자조사문영상장치 영상에 해당하는 선량을 예측하는 과정을 거치게 됩니다. 전자조사문영상장치를 이용한 측정 결과를, 계산에 의해 예측된 결과와 비교하여 치료 중 IMRT 전달의 정확성에 대한 검증을 수행합니다.

## B.iii. 투과 검출기를 이용한 IMRT QA

투과 검출기[196-202]는 검출기에 의한 감쇠 정도를 무시할 정도로 작은, 두께가 얇은 검출기를 의미합니다. 투과 검출기는 빔 선원과 환자 사이에 통상적으로 위치하게 되고, 빔환자를 통과하기 전의 선량을 측정한다는 점에서, 위에서 설명한 전자조사문영상장치 기반의 IMRT QA 방법과 큰 차이가 있습니다. 환자를 통과하기 이전의 빔을 측정하고 얻어진 그 결과를 MLC 위치를 계산 또는 선량으로 변환하여, MLC 위치 오차 또는 선량적 오차를 계산하는데 사용합니다.

## Reference

1. Mackie, T.R., et al., Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys*, 1993. 20(6): p. 1709-19.
2. Stein, J., et al., Dynamic X-ray compensation for conformal radiotherapy by means of multi-leaf collimation. *Radiother Oncol*, 1994. 32(2): p. 163-73.
3. Bortfeld, T., et al., Methods of image reconstruction from projections applied to conformation radiotherapy. *Phys Med Biol*, 1990. 35(10): p. 1423-34.
4. Webb, S., Optimization by simulated annealing of three-dimensional conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator. *Phys Med Biol*, 1991. 36(9): p. 1201-26.
5. Brahme, A., Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiother Oncol*, 1988. 12(2): p. 129-40.
6. Carol, M., et al., Initial clinical experience with the Peacock intensity modulation of a 3-D conformal radiation therapy system. *Stereotact Funct Neurosurg*, 1996. 66(1-3): p. 30-4.
7. Ling, C.C., et al., Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1996. 35(4): p. 721-730.
8. Wang, X., et al., Dosimetric verification of intensity-modulated fields. *Med Phys*, 1996. 23(3): p. 317-27.
9. Chui, C.S., S. Spirou, and T. LoSasso, Testing of dynamic multileaf collimation. *Med Phys*, 1996. 23(5): p. 635-41.
10. Low, DA, et al., Quality assurance of serial tomotherapy for head and neck patient treatments. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1998. 42(3): p. 681-92.
11. Ling, C.C., et al., Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2008. 72(2): p. 575-81.
12. Kaurin, D.G., et al., VMAT testing for an Elekta accelerator. *J Appl Clin Med Phys*, 2012. 13(2): p. 3725.
13. Otto, K., Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys*, 2008. 35(1): p. 310-7.
14. International Atomic Energy, A., A. International Atomic Energy, and A. International Atomic Energy, Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy. Safety reports series no. 17. 2000, Vienna: International Atomic Energy Agency. 93p.
15. Valentin, J. and P. International Commission on Radiological, Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy. *Annals of the ICRP* vol. 30, no. 3 2000. 2001, Oxford: Pergamon. 70p, vi: illustrations.
16. Kutcher, G.J., et al., *Comprehensive Qa for Radiation Oncology - Report of Aapm Radiation-Therapy Committee Task-Group-40*. Medical Physics, 1994. 21(4): p. 581-618.
17. Thwaites, D., et al., *Quality Assurance in Radiotherapy. Radiotherapy and Oncology*, 1995. 35(1): p. 61-73.
18. Leer, J.W.H., et al., *Practical Guidelines for the Implementation of a Quality System in Radiotherapy: A Project of the ESTRO Quality Assurance Committee Sponsored by "Europe Against Cancer."* 1998: ESTRO.
19. Mayles, W.P.M., P. Institute of, and M. Engineering in, *Physics aspects of quality control in radiotherapy. Report no. 81*. 1999, York: Institute of Physics and Engineering in Medicine. 286 p: ill.
20. Mutic, S., et al., *Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66*. *Med Phys*, 2003. 30(10): p. 2762-92.
21. Xing, L. et al., Monitor unit calculation for an intensity modulated photon field by a simple scatter-summation algorithm. *Phys Med Biol*, 2000. 45(3): p. N1-7.
22. Ezzell, G.A., et al., *Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee*. *Med Phys*, 2003. 30(8): p. 2089-115.
23. Low, DA, et al., *Dosimetry tools and techniques for IMRT*. *Med Phys*, 2011. 38(3): p. 1313-38.
24. Pawlicki, T. et al., *Moving from IMRT QA measurements toward independent computer calculations using control charts*. *Radiotherapy and Oncology*, 2008. 89(3): p. 330-337.
25. Fan, J., et al., *A practical Monte Carlo MU verification tool for IMRT quality assurance*. *Phys Med Biol*, 2006. 51(10): p. 2503-15.
26. Leal, A., et al., *Routine IMRT verification by means of an automated Monte Carlo simulation system*. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2003. 56(1): p. 58-68.
27. Agnew, A. et al., *Monitoring daily MLC positional errors*

- using trajectory log files and EPID measurements for IMRT and VMAT deliveries. *Physics in Medicine and Biology*, 2014. 59(9): p. N49-N63.
28. Rangaraj, D., et al., Catching errors with patient-specific pretreatment machine log file analysis. *Pract Radiat Oncol*, 2013. 3(2): p. 80-90.
29. Stell, A.M., et al., An extensive log-file analysis of step-and-shoot intensity modulated radiation therapy segment delivery errors. *Med Phys*, 2004. 31(6): p. 1593-602.
30. Kim, J.I., et al., The sensitivity of gamma-index method to the positioning errors of high-definition MLC in patient-specific VMAT QA for SBRT. *Radiat Oncol*, 2014. 9: p. 167.
31. Sjolín, M. and J.M. Edmund, Incorrect dosimetric leaf separation in IMRT and VMAT treatment planning: Clinical impact and correlation with pretreatment quality assurance. *Phys Med*, 2016. 32(7): p. 918-25.
32. Steers, J.M. and BA. Fraass, IMRT QA and gamma comparisons: The impact of detector geometry, spatial sampling, and delivery technique on gamma comparison sensitivity. *Med Phys*, 2021. 48(9): p. 5367-5381.
33. Miften, M., et al., Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys*, 2018. 45(4): p. e53-e83.
34. Lehmann, J., et al., SEAFARER - A new concept for validating radiotherapy Patient specific QA for clinical trials and clinical practice. *Radiother Oncol*, 2022. 171: p. 121-128.
35. Ibbott, GS, et al., Challenges in credentialing institutions and participants in advanced technology multi-institutional clinical trials. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2008. 71(1 Suppl): p. S71-5.
36. Molineu, A., et al., Credentialing results from IMRT irradiations of an anthropomorphic head and neck phantom. *Med Phys*, 2013. 40(2): p. 022101.
37. Fairchild, A., et al., Development of clinical trial protocols involving advanced radiation therapy techniques: the European Organisation for Research and Treatment of Cancer Radiation Oncology Group approach. *Eur J Cancer*, 2012. 48(7): p. 1048-54.
38. Tomsej, M., et al., A new collaborative ESTRO-OECI task group on implementation of external postal dosimetry audit for new technologies in radiotherapy clinical trials: The helical tomotherapy working group. *Radiotherapy and Oncology*, 2007. 84: p. S83-S83.
39. Tomsej, M., et al., Validation of IMRT treatments in head and neck cancer through a European multicentric dosimetry study. *Radiotherapy and Oncology*, 2005. 76: p. S40-S40.
40. Wal, E.v.d., et al. NCS Report 22: Code of practice for the quality assurance and control for intensity modulated radiotherapy. 2013.
41. Edward, S.S., et al., Differences in the Patterns of Failure Between IROC Lung and Spine Phantom Irradiations. *Practical Radiation Oncology*, 2020. 10(5): p. 372-381.
42. Corrigan, K.L., et al., The radiotherapy quality assurance gap among phase III cancer clinical trials. *Radiother Oncol*, 2022. 166: p. 51-57.
43. Clark, B.G., et al., Patient safety improvements in radiation treatment through 5 years of incident learning. *Pract Radiat Oncol*, 2013. 3(3): p. 157-163.
44. Moran, J.M., et al., Safety considerations for IMRT: Executive summary. *Pract Radiat Oncol*, 2011. 1(3): p. 190-5.
45. Bogdanich, W. Radiation offers new cures, and ways to do harm. . 2010; Available from: <https://www.nytimes.com/2010/01/24/health/24radiation.html>.
46. Mehrens, H., et al., Survey results of 3D-CRT and IMRT quality assurance practice. *J Appl Clin Med Phys*, 2020. 21(7): p. 70-76.
47. Pan, Y., et al., National survey of patient specific IMRT quality assurance in China. *Radiat Oncol*, 2019. 14(1): p. 69.
48. Nagata, Y., et al., Survey of IMRT in Japan. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 2021. 111(3).
49. Miften, M., et al., Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Medical physics*, 2018. 45(4): p. e53-e83.
50. Bogner, L., et al., Verification of IMRT: techniques and problems. *Strahlentherapie und Onkologie*, 2004. 180(6): p. 340-350.
51. Van Dyk, J., et al., Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 1993. 26(2): p. 261-273.
52. Harms Sr, WB, et al., A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Medical Physics*, 1998. 25(10): p. 1830-1836.

53. Low, DA and J.F. Dempsey, Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Medical physics*, 2003. 30(9): p. 2455-2464.
54. Low, DA, et al., A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*, 1998. 25(5): p. 656-661.
55. Ju, T., et al., Geometric interpretation of the dose distribution comparison technique: Interpolation-free calculation. *Medical physics*, 2008. 35(3): p. 879-887.
56. Childress, N.L. and Rosen, II, The design and testing of novel clinical parameters for dose comparison. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2003. 56(5): p. 1464-79.
57. Moran, J.M., J. Radawski, and B.A. Fraass, A dose-gradient analysis tool for IMRT QA. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2005. 6(2): p. 62-73.
58. Bakai, A., M. Alber, and F. Nüsslin, A revision of the  $\gamma$ -evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Physics in Medicine & Biology*, 2003. 48(21): p. 3543.
59. Palta, JR, C. Liu, and JG Li, Quality assurance of intensity-modulated radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 2008. 71(1): p. S108-S112.
60. Low, DA, et al., Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical physics*, 2011. 38(3): p. 1313-1338.
61. Jursinic, P.A., R. Sharma, and J. Reuter, MapCHECK used for rotational IMRT measurements: step-and-shoot, TomoTherapy, RapidArc. *Medical physics*, 2010. 37(6Part1): p. 2837-2846.
62. Van Esch, A., et al., On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom. *Medical physics*, 2007. 34(10): p. 3825-3837.
63. Wang, X., et al., Dosimetric verification of intensity-modulated fields. *Medical physics*, 1996. 23(3): p. 317-327.
64. Childress, N.L., et al., Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications. *Medical physics*, 2005. 32(4): p. 838-850.
65. Childress, N.L., et al., Detection of IMRT delivery errors using a quantitative 2D dosimetric verification system. *Medical physics*, 2005. 32(1): p. 153-162.
66. Nelms, B.E., H. Zhen, and W.A. Tomé, Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. *Medical physics*, 2011. 38(2): p. 1037-1044.
67. Kruse, J.J., On the insensitivity of single field planar dosimetry to IMRT inaccuracies. *Medical Physics*, 2010. 37(6Part1): p. 2516-2524.
68. Stasi, M., et al., Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance: a correlation study between gamma index and Patient clinical dose volume histogram. *Medical physics*, 2012. 39(12): p. 7626-7634.
69. Carrasco, P., et al., 3D DVH-based metric analysis versus per-beam planar analysis in IMRT pretreatment verification. *Medical Physics*, 2012. 39(8): p. 5040-5049.
70. Zhen, H., B.E. Nelms, and W.A. Tomé, Moving from gamma passing rates to Patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA. *Medical physics*, 2011. 38(10): p. 5477-5489.
71. Podesta, M., et al., Time dependent pretreatment EPID dosimetry for standard and FFF VMAT. *Physics in Medicine & Biology*, 2014. 59(16): p. 4749.
72. Ezzell, G.A., et al., IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Medical physics*, 2009. 36(11): p. 5359-5373.
73. Sujatha, P., and R. Dan, Radiographic Film for Megavoltage beam Dosimetry. *Medical Physics*, 2007. 35(6).
74. Leybovich, L.B., A. Sethi, and N. Dogan, Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. *Medical physics*, 2003. 30(2): p. 119-123.
75. Fenoglietto, P., et al., Eight years of IMRT quality assurance with ionization chambers and film dosimetry: experience of the Montpellier Comprehensive Cancer Center. *Radiation Oncology*, 2011. 6(1): p. 1-11.
76. Dong, L., et al., Patient-specific point dose measurement for IMRT monitor unit verification. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 2003. 56(3): p. 867-877.
77. Spezi, E., et al., Characterization of a 2D ion chamber array for the Verification of radiotherapy treatments. *Physics in Medicine & Biology*, 2005. 50(14): p. 3361.
78. Niroomand-Rad, A., et al., Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55. *Medical physics*, 1998. 25(11): p. 2093-2115.
79. Bogucki, T., et al., Processor quality control in laser imaging systems. *Medical physics*, 1997. 24(4): p. 581-584.

80. Zeidan, OA, et al., Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Medical physics*, 2006. 33(11): p. 4064-4072.
81. Gum, F., et al., Preliminary study on the use of an inhomogeneous anthropomorphic Fricke gel phantom and 3D magnetic resonance dosimetry for Verification of IMRT treatment plans. *Physics in Medicine & Biology*, 2002. 47(7): p. N67.
82. Gorjiara, T., et al., Investigation of radiological properties and water equivalency of PRESAGE® dosimeters. *Medical Physics*, 2011. 38(4): p. 2265-2274.
83. Sakhalkar, H., et al., Investigation of the feasibility of relative 3D dosimetry in the Radiologic Physics Center Head and Neck IMRT phantom using Presage/optical-CT. *Medical physics*, 2009. 36(7): p. 3371-3377.
84. Wu, C.S. and Y. Xu, Three-dimensional dose verification for intensity modulated radiation therapy using optical CT based polymer gel dosimetry. *Medical physics*, 2006. 33(5): p. 1412-1419.
85. Oldham, M., G. Gluckman, and L. Kim. 3D Verification of a prostate IMRT treatment by polymer gel-dosimetry and optical-CT scanning. In *Journal of Physics: Conference Series*. 2004. IOP Publishing.
86. McJury, M., et al., Radiation dosimetry using polymer gels: methods and applications. *The British Journal of Radiology*, 2000. 73(873): p. 919-929.
87. Létourneau, D., et al., Novel dosimetric phantom for quality assurance of volumetric modulated arc therapy. *Medical physics*, 2009. 36(5): p. 1813-1821.
88. Feygelman, V., et al., Evaluation of a biplanar diode array dosimeter for quality assurance of step-and-shoot IMRT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2009. 10(4): p. 64-78.
89. Yan, G., et al., Calibration of a novel four-dimensional diode array. *Medical physics*, 2010. 37(1): p. 108-115.
90. Feygelman, V., et al., Evaluation of a new VMAT QA device, or the "X" and "O" array geometries. *Journal of applied clinical medical physics*, 2011. 12(2): p. 146-168.
91. Kozelka, J., et al., Optimizing the accuracy of a helical diode array dosimeter: a comprehensive calibration methodology coupled with a novel virtual inclinometer. *Medical Physics*, 2011. 38(9): p. 5021-5032.
92. Boggula, R., et al., Experimental validation of a commercial 3D dose verification system for intensity-modulated arc therapies. *Physics in Medicine & Biology*, 2010. 55(19): p. 5619.
93. Renner, W.D., K. Norton, and T. Holmes, A method for deconvolution of integrated electronic portal images to obtain incident fluence for dose reconstruction. *Journal of applied clinical medical physics*, 2005. 6(4): p. 22-39.
94. Wu, C., et al., On using 3D  $\gamma$ -analysis for IMRT and VMAT pretreatment plan QA. *Medical physics*, 2012. 39(6Part1): p. 3051-3059.
95. Van Esch, A., T. Depuydt, and D.P. Huyskens, The Use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pretreatment Verification of dynamic IMRT fields. *Radiotherapy and oncology*, 2004. 71(2): p. 223-234.
96. Nakaguchi, Y., et al., Dose verification of IMRT by Use of a COMPASS transmission detector. *Radiological physics and technology*, 2012. 5(1): p. 63-70.
97. Godart, J., et al., Reconstruction of high-resolution 3D dose from matrix measurements: error detection capability of the COMPASS correction kernel method. *Physics in Medicine & Biology*, 2011. 56(15): p. 5029.
98. Stathakis, S., et al., Characterization of a novel 2D array dosimeter for patient-specific quality assurance with volumetric arc therapy. *Med Phys*, 2013. 40(7): p. 071731.
99. Wendling, M., et al., Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. *Medical physics*, 2006. 33(2): p. 259-273.
100. Wendling, M., et al., A simple backprojection algorithm for 3D in vivo EPID dosimetry of IMRT treatments. *Medical physics*, 2009. 36(7): p. 3310-3321.
101. Ezzell, G.A., et al., IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys*, 2009. 36(11): p. 5359-73.
102. Palta, J., et al., Tolerance limits and action levels for planning and delivery of IMRT. *Medical Physics*, 2003. 30(6): p. 1395-1395.
103. Childress, N.L., et al., Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications. *Medical Physics*, 2005. 32(4): p. 838-850.
104. Stock, M., B. Kroupa, and D. Georg, Interpretation and evaluation of the gamma index and the gamma index angle for the Verification of IMRT hybrid plans. *Physics in Medicine and Biology*, 2005. 50(3): p. 399-411.
105. Budgell, G.J., et al., Quantitative analysis of patient-specific dosimetric IMRT verification. *Physics in Medicine and Biology*, 2005. 50(1): p. 103-119.
106. Alber, M., et al., Guidelines for the Verification of IMRT. ESTRO booklet, 2008. 7.



107. Jursinic, P.A. and B.E. Nelms, A 2-D diode array and analysis software for Verification of intensity modulated radiation therapy delivery. *Medical Physics*, 2003. 30(5): p. 870-879.
108. Carlone, M., et al., ROC analysis in patient specific quality assurance. *Med Phys*, 2013. 40(4): p. 042103.
109. Kim, J.I., et al., Confidence limits for patient-specific IMRT dose QA: a multi-institutional study in Korea. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2016. 17(1): p. 62-69.
110. Basran, P.S. and M.K. Woo, An analysis of tolerance levels in IMRT quality assurance procedures. *Medical Physics*, 2008. 35(6): p. 2300-2307.
111. Pawlicki, T., M. Whitaker, and A.L. Boyer, Statistical process control for radiotherapy quality assurance. *Medical Physics*, 2005. 32(9): p. 2777-2786.
112. Louwe, R. and S. Moore, Statistical process control for quality assurance of Patient positioning during head-and-neck radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 2015. 115: p. S163-S164.
113. Stasi, M., et al., Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance: A correlation study between gamma index and Patient clinical dose volume histogram. *Medical Physics*, 2012. 39(12): p. 7626-7634.
114. Handsfield, L.L., et al., Phantomless patient-specific TomoTherapy QA via delivery performance monitoring and a secondary Monte Carlo dose calculation. *Med Phys*, 2014. 41(10): p. 101703.
115. Lin, M.-H., et al., *Physics in Medicine & Biology* To cite this article: S Webb. *PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY* *Phys. Med. Biol.*, 2003. 48: p. 2051-2062.
116. Giorgia, N., et al., What is an acceptably smoothed fluence? Dosimetric and delivery considerations for dynamic sliding window IMRT, in *Radiation Oncology*. 2007.
117. Anker, C.J., et al., Evaluation of fluence-smoothing feature for three IMRT planning systems. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2010. 11: p. 33-61.
118. McNiven, A.L., M.B. Sharpe, and T.G. Purdie, A new metric for assessing IMRT modulation complexity and plan deliverability. *Medical Physics*, 2010. 37: p. 505-515.
119. Tambasco, M., et al., FracMod: A computational tool for assessing IMRT field modulation. *Physica Medica*, 2013. 29: p. 537-544.
120. Agnew, C.E., D.M. Irvine, and C.K. McGarry, Correlation of phantom-based and log file patient-specific QA with complexity scores for VMAT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2014. 15: p. 204-216.
121. Crowe, S.B., et al., Treatment plan complexity metrics for predicting IMRT pretreatment quality assurance results. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 2014. 37: p. 475-482.
122. Du, W., et al., Quantification of beam complexity in intensity-modulated radiation therapy treatment plans. *Medical Physics*, 2014. 41: p. 021716.
123. Min Park, J., et al., Modulation indices for volumetric modulated arc therapy. *Physics in Medicine & Biology*, 2014. 59: p. 7315.
124. Götstedt, J., A. Karlsson Hauer, and A. Bäck, Development and evaluation of aperture-based complexity metrics using film and EPID measurements of static MLC openings. *Medical Physics*, 2015. 42: p. 3911-3921.
125. Ramdani, R. et al., Modulation index for VMAT considering both mechanical and dose calculation uncertainties. *Physics in Medicine & Biology*, 2015. 60: p. 7101.
126. Younge, K.C. et al., Predicting deliverability of volumetric-modulated arc therapy (VMAT) plans using aperture complexity analysis. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2016. 17: p. 124-131.
127. Park, S.Y., et al., Assessment of the modulation degrees of intensity-modulated radiation therapy plans. *Radiation Oncology*, 2018. 13: p. 1-8.
128. Antoine, M., et al., Use of metrics to quantify IMRT and VMAT treatment plan complexity: A systematic review and perspectives. *Physica Medica*, 2019. 64: p. 98-108.
129. Mehrens, H., et al., Survey results of 3D-CRT and IMRT quality assurance practice. *Journal of applied clinical medical physics*, 2020. 21(7): p. 70-76.
130. Han, B. et al., Pixel response-based EPID dosimetry for Patient specific QA. *Journal of applied clinical medical physics*, 2017. 18(1): p. 9-17.
131. Quino, L.A.V., et al., Patient specific pretreatment QA verification using an EPID approach. *Technology in cancer research & treatment*, 2014. 13(1): p. 1-10.
132. Van Elmpt, W., et al., A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiotherapy and oncology*, 2008. 88(3): p. 289-309.
133. Pasma, K.L., et al., Transit dosimetry with an electronic portal imaging device (EPID) for 115 prostate cancer

- patients. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 1999. 45(5): p. 1297-1303.
134. Mohammadi, M. and E. Bezak, Two-dimensional transmitted dose measurements using a scanning liquid ionization chamber EPID. *Physics in Medicine & Biology*, 2006. 51(11): p. 2971.
135. Boellaard, R. et al., New method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 1998. 41(2): p. 465-474.
136. Jarry, G. and F. Verhaegen, Patient-specific dosimetry of conventional and intensity modulated radiation therapy using a novel full Monte Carlo phase space reconstruction method from electronic portal images. *Physics in Medicine & Biology*, 2007. 52(8): p. 2277.
137. McCurdy, B.M., K. Luchka, and S. Pistorius, Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Medical physics*, 2001. 28(6): p. 911-924.
138. Bailey, D.W., et al., Statistical variability and confidence intervals for planar dose QA pass rates. *Medical physics*, 2011. 38(11): p. 6053-6064.
139. Woon, W., et al., A study on the effect of detector resolution on gamma index passing rate for VMAT and IMRT QA. *Journal of applied clinical medical physics*, 2018. 19(2): p. 230-248.
140. Hussein, M., et al., A comparison of the gamma index analysis in various commercial IMRT/VMAT QA systems. *Radiotherapy and Oncology*, 2013. 109(3): p. 370-376.
141. Kim, J.-i., et al., Gamma analysis with a gamma criterion of 2%/1 mm for stereotactic ablative radiotherapy delivered with volumetric modulated arc therapy technique: a single institution experience. *Oncotarget*, 2017. 8(44): p. 76076.
142. Markovic, M., et al., Clinical evaluation of a two-dimensional liquid-filled ion chamber detector array for Verification of high modulation small fields in radiotherapy. *Journal of Medical Physics*, 2019. 44(2): p. 91.
143. Stelljes, T., et al., Dosimetric characteristics of the novel 2D ionization chamber array OCTAVIUS Detector 1500. *Medical physics*, 2015. 42(4): p. 1528-1537.
144. Hussein, M., et al., A critical evaluation of the PTW 2D-ARRAY seven29 and OCTAVIUS II phantom for IMRT and VMAT verification. *Journal of applied clinical medical physics*, 2013. 14(6): p. 274-292.
145. Kumar, S.S. and A. George, A study on the response of 2D ion chamber array detector for VMAT delivery. positions (see Webb 1997 for review), 2018. 2: p. 5.
146. Li, Q., et al., The angular dependence of a 2-dimensional diode array and the feasibility of its application in verifying the composite dose distribution of intensity-modulated radiation therapy. *Chin J Cancer*, 2010. 29(6): p. 617-20.
147. Van Esch, A., et al. The quest for sensible data analysis in clinical routine: Study case on the new Octavius1500 array and its associated phantoms. in *Journal of Physics: Conference Series*. 2015. IOP Publishing.
148. Higgins, P., et al., In vivo diode dosimetry for routine quality assurance in IMRT. *Medical Physics*, 2003. 30(12): p. 3118-3123.
149. Koper, T., A. Kowalik, and S. Adamczyk, The semiconductor diode detector response as a function of field size and beam angle of high-energy photons. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 2017. 22(3): p. 193-200.
150. Yu, C. and G. Luxton, TLD dose measurement: a simplified accurate technique for the dose range from 0.5 cGy to 1000 cGy. *Medical Physics*, 1999. 26(6): p. 1010-1016.
151. Liuzzi, R. et al., Dose - response of TLD-100 in the dose range useful for hypofractionated radiotherapy. *Dose-Response*, 2020. 18(1): p. 1559325819894081.
152. Cameron, J., et al., Thermoluminescent radiation dosimetry utilizing LiF. *Health physics*, 1964. 10(1): p. 25-29.
153. Wood, J. and W. Mayles, Factors affecting the precision of TLD dose measurements using an automatic TLD reader. *Physics in Medicine & Biology*, 1995. 40(2): p. 309.
154. Kumar, A.S., S. Sharma, and BP Ravindran, Characteristics of mobile MOSFET dosimetry system for megavoltage photon beams. *Journal of medical physics/Association of Medical Physicists of India*, 2014. 39(3): p. 142.
155. Chuang, C.F., L.J. Verhey, and P. Xia, Investigation of the Use of MOSFET for clinical IMRT dosimetric verification. *Medical physics*, 2002. 29(6): p. 1109-1115.
156. Deshpande, S., et al., Dosimetry investigation of MOSFET for clinical IMRT dose verification. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 2013.

- 12(3): p. 193-198.
157. Pai, S., et al., TG-69: radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Medical physics*, 2007. 34(6Part1): p. 2228-2258.
  158. Niroomand-Rad, A., et al., Report of AAPM task group 235 radiochromic film dosimetry: an update to TG-55. *Medical physics*, 2020. 47(12): p. 5986-6025.
  159. Banci Buonamici, F., et al., An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. *Medical physics*, 2007. 34(4): p. 1372-1379.
  160. Olch, A.J., Evaluation of the accuracy of 3DVH software estimates of dose to virtual ion chamber and film in composite IMRT QA. *Medical physics*, 2012. 39(1): p. 81-86.
  161. Devic, S. and M.R. McEwen, 2.4. Radiochromic film is superior to ion chamber arrays for IMRT quality assurance. *Controversies in Medical Physics: a Compendium of Point/Counterpoint Debates Volume 2*, 2012: p. 66.
  162. Park, S.-Y., et al., Validation of new transmission detector transmission factors for online dosimetry: an experimental study. *Radiation Oncology*, 2018. 13(1): p. 1-9.
  163. Giglioli, F.R., et al., Clinical evaluation of a transmission detector system and comparison with a homogeneous 3D phantom dosimeter. *Physica Medica*, 2019. 58: p. 159-164.
  164. Rangaraj, D., S. Yaddanapudi, and J. Cai, Transmission detectors are safe and the future for patient-specific QA in radiation therapy. *Medical Physics*, 2019. 46(1): p. 1-4.
  165. Lepage, M., et al., Modelling of post-irradiation events in polymer gel dosimeters. *Physics in Medicine & Biology*, 2001. 46(11): p. 2827.
  166. Baldock, C., et al., Polymer gel dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, 2010. 55(5): p. R1.
  167. Fricke, H. and S. Morse, The chemical action of roentgen rays on dilute ferrosulphate solutions as a measure of dose. *Am. J. Roentgenol. Radium Therapy Nucl. Med.*, 1927. 18: p. 430-432.
  168. Balcom, B., et al., Diffusion in Fe (II/III) radiation dosimetry gels measured by magnetic resonance imaging. *Physics in Medicine & Biology*, 1995. 40(10): p. 1665.
  169. Low, DA, et al., Phantoms for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1998. 40(5): p. 1231-1235.
  170. Lei, X., et al., Dosimetric Verification of a commercial inverse treatment planning system. *Physics in Medicine and Biology*, 1999. 44(2): p. 463-478.
  171. Ma, CM, et al., A quality assurance phantom for IMRT dose verification. *Physics in Medicine and Biology*, 2003. 48(5): p. 561-572.
  172. Paliwal, B., et al., A spiral phantom for IMRT and tomotherapy treatment delivery verification. *Medical Physics*, 2000. 27(11): p. 2503-2507.
  173. Litzenberg, D.W., J.M. Moran, and B.A. Fraass, Verification of dynamic and segmental IMRT delivery by dynamic log file analysis. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2002. 3(2): p. 63-72.
  174. Schreiber, E., et al., Patient-specific quality assurance method for VMAT treatment delivery. *Medical Physics*, 2009. 36(10): p. 4530-4535.
  175. Teke, T. et al., Monte Carlo based, patient-specific RapidArc QA using Linac log files. *Medical Physics*, 2009. 37(1): p. 116-123.
  176. Rangaraj, D., et al., Catching errors with patient-specific pretreatment machine log file analysis. *Practical radiation oncology*, 2013. 3(2): p. 80-90.
  177. Pasler, M. et al., Linking log files with dosimetric accuracy - A multi-institutional study on quality assurance of volumetric modulated arc therapy. *Radiotherapy and Oncology*, 2015. 117(3): p. 407-411.
  178. Katsuta, Y., et al., Patient-Specific Quality Assurance Using Monte Carlo Dose Calculation and Elekta Log Files for Prostate Volumetric-Modulated Arc Therapy. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 2017. 16(6): p. 1220-1225.
  179. Han, C., et al., Cross verification of independent dose recalculation, log files based, and phantom measurement-based pretreatment quality assurance for volumetric modulated arc therapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2020. 21(11): p. 98-104.
  180. Szeverinski, P., et al., Error sensitivity of a log file analysis tool compared with a helical diode array dosimeter for VMAT delivery quality assurance. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2020. 21(11): p. 163-171.
  181. Lim, S.B., et al., An investigation of using log-file analysis for automated patient-specific quality assurance in MRgRT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2021. 22(9): p. 183-188.

182. Ling, C.C., et al., Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 2008. 72(2): p. 575-581.
183. Fogliata, A., et al., Quality assurance of RapidArc in clinical practice using portal dosimetry. *The British journal of radiology*, 2011. 84(1002): p. 534-545.
184. Jørgensen, M.K., et al., Tolerance levels of EPID-based quality control for volumetric modulated arc therapy. *Medical Physics*, 2011. 38(3): p. 1425-1434.
185. Van Esch, A., et al., Implementing RapidArc into clinical routine: A comprehensive program from machine QA to TPS validation and patient QA. *Medical Physics*, 2011. 38(9): p. 5146-5166.
186. Manikandan, A., et al., Quality assurance of dynamic parameters in volumetric modulated arc therapy. *The British journal of radiology*, 2012. 85(1015): p. 1002-1010.
187. Huang, Y.-C., et al., Clinical practice and evaluation of electronic portal imaging device for VMAT quality assurance. *Medical Dosimetry*, 2013. 38(1): p. 35-41.
188. Zwan, B.J., et al., Commissioning and quality assurance for VMAT delivery systems: An efficient time-resolved system using real-time EPID imaging. *Medical Physics*, 2017. 44(8): p. 3909-3922.
189. Mans, A., et al., 3D Dosimetric Verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry. *Radiotherapy and oncology*, 2010. 94(2): p. 181-187.
190. Bedford, J.L., I.M. Hanson, and V.N. Hansen, Portal dosimetry for VMAT using integrated images obtained during treatment. *Medical Physics*, 2014. 41(2): p. 021725.
191. Van Uytven, E., et al., Validation of a method for in vivo 3D dose reconstruction for IMRT and VMAT treatments using on-treatment EPID images and a model-based forward-calculation algorithm. *Med Phys*, 2015. 42(12): p. 6945-54.
192. Persoon, LCGG, et al., Time-Resolved Versus Integrated Transit Planar Dosimetry for Volumetric Modulated Arc Therapy. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 2016. 15(6): p. NP79-NP87.
193. McCowan, P.M., et al., Clinical implementation of a model-based in vivo dose verification system for stereotactic body radiation therapy - volumetric modulated arc therapy treatments using the electronic portal imaging device. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 2017. 97(5): p. 1077-1084.
194. Olaciregui-Ruiz, I., et al., Site-specific alert criteria to detect patient-related errors with 3D EPID transit dosimetry. *Medical Physics*, 2019. 46(1): p. 45-55.
195. Moustakis, C., et al., A novel approach to SBRT Patient quality assurance using EPID-based real-time transit dosimetry. *Strahlentherapie und Onkologie*, 2020. 196(2): p. 182-192.
196. Cheung, J.P., A. Perez-Andujar, and O. Morin, Characterization of the effect of a new commercial transmission detector on radiation therapy beams. *Practical Radiation Oncology*, 2017. 7(6): p. e559-e567.
197. Gonod, M., et al., 6. ScandiDos's Discover system evaluation. *Physica Medica*, 2017. 44: p. 30.
198. Nakaguchi, Y., et al., Validation of a method for in vivo 3D dose reconstruction in SBRT using a new transmission detector. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2017. 18(4): p. 69-75.
199. Park, S.-Y., et al., Validation of new transmission detector transmission factors for online dosimetry: an experimental study. *Radiation Oncology*, 2018. 13(1).
200. Kohler, G. and N. Hanauer, Technical Note: Alternating clinical usage of the integral quality monitor transmission detector. *Medical Physics*, 2019. 46(10): p. 4356-4360.
201. Sarkar, V. et al., A systematic evaluation of the error detection abilities of a new diode transmission detector. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2019. 20(9): p. 122-132.
202. Paxton, A.B., et al., Evaluation of the effects of implementing a diode transmission device into the clinical workflow. *Physica Medica*, 2020. 80: p. 335-341.





# 대한방사선종양학회

The Korean Society for Radiation Oncology

**발행처** 대한방사선종양학회  
서울특별시 종로구 대학로 95 함춘회관 6층 6012호 대한방사선종양학회 (우.03082)

**발행인** 대한방사선종양학회장 우홍균

**발행일** 2023년 9월 14일

**제 작** M2PI