



국제방사선방호위원회 간행물 97

고선량률 근접치료 사고의 예방

Prevention of High-Dose-Rate Brachytherapy
Accidents



한양대학교
방사선안전신기술연구센터

ICRP Publication 97

고선량률 근접치료 사고의 예방

Prevention of High-Dose-Rate Brachytherapy
Accidents

ICRP 승인: 2004년 8월

이 ICRP 간행물의 우리말 번역본은
ICRP의 허락(2008년 8월)을 받았으며
ICRP 정신에 따라 무료로 배포합니다.

국제방사선방호위원회

표지 그림

HDR 후장전기의 한 모델

자료원: www.strahlentherapie-ostalb.de

역자 서문

투과력이 낮아 제한적 범위에 에너지 부여를 집중할 수 있는 방사선원을 종양에 근접시켜 암을 치료하려는 근접치료 기술은 오랜 역사를 가지고 있지만 임상 적용이 활발해진 것은 자동 후장전기가 보급된 1980년대부터이다. 특히 근래에는 비방사능을 높인 고선량률(HDR) 마이크로 선원이 가용해짐에 따라 근접치료 기술의 이용이 확대되고 있다.

국내에도 2006년 기준으로 전국에 39대의 HDR 근접치료기로 연간 1420명의 환자를 치료했다.¹⁾

이 보고서는 HDR 근접치료와 관련된 일련의 과정에서 발생한 사건, 사고들의 사례를 살피고 그 교훈을 전파하여 유사한 사고 발생을 예방하기 위한 것으로서, 주로 미국을 중심으로 한 세계 여러 나라 사건들을 예시하고 있다. 불행히도 사례의 하나로 우리나라에서 근접치료 폐선원을 미국의 공급사로 반송하는 과정에서 포장에 하자가 있어 선원이 이탈하고 심각하지는 않지만 관련된 사람들이 의도하지 않은 피폭을 받은 사건을 포함하고 있다(본문 제92항 참조).

본문에서도 언급하듯이 사건, 사고를 보고하지 않고 은폐하거나 적어도 상세 정보를 적극적으로는 공해하지 않으려는 경향이 있다. 즉, 이 보고서에서 보인 사례들이나 통계는 실제 발생한 사건, 사고의 부분에 지나지 않을 것이라는 점이다. 사고가 자랑스러운 것은 아니지만 경위와 교훈을 파급함으로써 유사 사고를 예방하는 데 기여하도록 함이 비싼 수업료를 지불하고 찾는 중요한 대가이다.

근접치료와 관련된 사건, 사고로서 국내에서도 공식적으로 공개되지 않은 사례들이 있는 것으로 안다. 어떤 병원에서는 HDR용 폐선원(사용 후 시간 경과로 방사능은 낮았음) 저장실 시건장치를 파손하고 의도적으로 선원을 절취하여 타인에게 피폭을 주려했던 악의적 사건이 있었는가 하면, 분할 선량 과투여로 HDR 치료를 받은 환자들이 사망을 포함한 심각한 상해를 입었다고 소송을 제기한 사건도 있다. 전술한 폐선원 반송 과정의 사건도 미국 원자력규제위원회(NRC) 공식 보고서는 발간되어 있지만 국내에서는 공식 보고서가 없다.

이 보고서에서 사건, 사고 예방과 관리에 핵심적 역할을 수행하는 것으로 강조된 의학물리사 관련 국내 제도도 의학물리사의 역할이나 역량 발전에 걸림돌이 되고 있다. 의학물리사와 방사선사의 업무영역 다툼 때문에 당국이 애매한 입장을 취하고 있기 때문이다. 상황이 이러한 데는 의료방사선을 규제, 감독하는 책임관청의 혼선이 한 몫을 하고 있다. 현 제도는 진단X선과 관련해서는 환자, 종사자 모두의 안전을 식품의약품안전청(KFDA)이 관할하고 기타 방사선(HDR

1) 김미숙 등, 방사선종양학과 전국통계(2006년).

근접치료 포함)은 교육과학기술부와 산하 원자력안전기술원(KINS)이 환자와 종사자 모두의 안전을 관할한다.

사용하는 방사선원의 종류나 규모도 다양하고, 하나의 방사선원에 의해 환자와 의료진은 물론 일반인까지 피폭할 수 있는 상황을 고려하면, 의료방사선 규제관리에서 명쾌하게 책임을 분담하는 것은 쉽지 않다. 그러나 단일 기관으로 통합하지 않고 분담한다면 환자의 안전과 기타(종사자, 일반인 및 환경) 안전으로 나누는 것이 무난하리라 본다. 즉, 본래 의료약품 안전을 담당하는 KFDA가 환자 보호를 위한 규제(HDR 근접치료의 경우에는 처방선량, 선량부여, 품질관리 등)를 담당하고, 산업안전(종사자 보호), 환경보호, 폐기물관리 등 기타 업무에 대해서는 KINS가 담당하는 것이 책임한계를 분명히 하는 방안이다. 그럴 경우 현재 원자력법규에 규정되어 KINS가 담당하는 의학물리사 제도는 KFDA 소관이 될 것이며, KFDA가 담당하고 있는 진단X선 종사자 안전관리는 KINS로 이관하여 다른 방사선작업종사자와 통합된 관리를 수행할 수 있게 될 것이다.

사건, 사고의 보고에 대해 ICRP 과학간사인 Jack Valentin이 논설에서 “솔직함이 처벌로 보답된다면 자신의 약점을 공개할 사업자는 없을 것이다.”고 역설한 것에 공감한다. 규제관청의 책임분담 문제를 떠나 이러한 분위기를 정착시키는 것이 총체적 안전수준을 높이는 데 필요하다.

의료전문가가 아닌 역자가 상당한 의료정보를 포함하는 이 간행물을 번역함에 따라 서투르거나 잘못된 표현도 있을 것이다. 때로는 다소 무리한 우리말 용어를 시도한 경우도 있다. 예를 들어 “applicator”와 “catheter”를 현장 전문가들은 늘 “어플리케이터”와 “카테터”로 부를 것이지만 보편적 외래어가 아니므로 “번역”이라는 관점에서 각각 “노출지”와 “도관”으로 표현했다. 기타 이견이 있거나 잘못을 발견한 독자는 역자에게 알려서 바로잡을 수 있도록 도와주기 바란다. 끝으로 이 간행물의 우리말 번역판 보급을 승인하여 준 ICRP에 감사를 표한다.

2008년 9월

이 재 기

국제방사선방호위원회 위원

jakilee@hanyang.ac.kr

서문

여러 해 동안 국제방사선방호위원회(ICRP)는 의료에서 방사선 방호와 안전에 관해 조언하는 많은 보고서를 발간해 왔다. ICRP 간행물 73은 이 분야의 일반적 개괄이다. 이들 보고서들은 방사선방호에 대한 일반원칙을 요약하고 의료와 의생명연구에서 전리방사선의 다양한 이용에 이러한 원칙을 적용함에 관한 조언을 제공한다.

대부분의 기존 보고서는 일반적 사안에 관한 것인데 ICRP는 어려움이 예상되는 몇몇 구체적 상황을 겨누고자했다. 문제가 되는 영역에 관한 보고서가 일상 업무에서 직접적으로 관련된 사람들의 접근이 용이한 방향으로 기술되고, 또 그 보고서가 널리 파급되도록 노력하는 것이 바람직하다.

이러한 보고서 시리즈는 1997년 9월 영국 옥스퍼드에서 열린 ICRP 회의에서 시작되었다. 제3분과위원회의 요청에 따라 ICRP는 의료방사선 방호에서 문제 주제에 관한 보고서를 발간하기 위한 여러 작업그룹을 설치하였다.

여러 보고서가 ICRP 간행물 84, 85, 86, 87, 93, 94(ICRP 2001a,b,2002a,b, 2004a,b)과 보조지침 2(ICRP 2002c)로 출간되어 있다. 현재의 이 보고서는 집약적이고 초점을 맞춘 이러한 자료 시리즈를 이어 가며, 계속해서 여러 조언 보고서가 준비 중이다.

2001년 제3분과위원회는 고선량률 근접치료 도입이 확산되는 것과 관련한 문제를 연구하기 위해 작업반을 구성했다. 작업반은 그러한 문제를 겨누 충실한 보고서가 바람직하다는 결론을 내렸고, 이에 따라 2002년 10월 미국 뉴멕시코 Albuquerque ICRP 회의에서 “HDR 근접치료 사고의 예방”에 관한 작업그룹을 발진시켰다. 사업계획은 보고된 사건, 사고를 범주별(운송, 취급, 절차, 선량계측, 지시, 취역, 퇴역)로 식별하고, 보고되거나 보고되지 않은 잠재 사건을 찾고, 기기의 지리적 분포와 경향을 분석하는 것이었다. 나아가 운송, 취급, 절차, 선량계측, 의료지시 및 훈련에 관해 필요한 권고를 제공하도록 요구를 받았다.

작업그룹 위원은 다음과 같다.

L. Pinillos Ashton(반장)	J.-M. Cosset	V. Levin
A. Martinez	S. Nag	

교신위원은 다음과 같다.

M. Hiraoka	P. Ortiz-Lopez	W. Yin
------------	----------------	--------

이 보고서를 준비하는 기간의 ICRP 제3분과위 위원은 다음과 같다.

F.A. Mettler, Jr.(위원장)	J.-M. Cosset	C. Cousins
M.J. Guiberteau	I. Gusev	L.K. Harding(간사)
M. Hiraoka	J. Liniecki(부위원장)	S. Mattson
P. Oritiz-Lopez	L.V. Pinillos-Ashton	M.M. Rehani
H. Ringertz	M. Rosenstein	C. Sharp
E. Vano	W. Yin	

이 보고서는 위에서 설명한 목적을 추구한다. 그러한 목적에 최대한 유용하도록 보고서의 형식을 ICRP 연보로 발간되는 ICRP 간행물의 통상적 형식과 약간 다르게 했다.

이 보고서 발간은 통신 투표를 통해 2004년 8월 ICRP의 승인을 받았다.

요지

고선량률 근접치료 사고의 예방

ICRP 간행물 97

ICRP 승인: 2004년 8월

요지-지난 몇 년 간 선진국과 개발도상국을 막론하고 고선량률(HDR) 근접치료가 저선량률(LDR) 절차를 대체하면서 빠르게 성장해 왔다. HDR 기기에 의해 연간 50만 절차(치료 실시) 정도가 수행되는 것으로 평가된다. 많은 제작사가 LDR 기기 공급을 중단하여 이제 HDR 근접치료가 주된 대안이 되었다.

HDR 근접치료 기술은 1.6~5.0 Gy/min 정도의 매우 높은 선량(률)을 부여하므로 실수는 임상적 악영향 우려가 있는 과선량이나 부족선량을 초래할 수 있다. 선원 포장에서부터 선량부여까지 전 절차 연계에서 한 사람의 사망을 포함하여 500건 이상의 HDR 사고가 보고되어 있다. 사람 실수가 방사선 사건의 주원인이다. 이 보고서에서 ICRP는 의료진이 기능하는 감시장비를 갖추고 그 결과에 주의 기울였다면 많은 사고가 예방될 수 있었다고 결론짓고 있다.

이리듐이 반감기가 비교적 짧기 때문에 약 4개월마다 HDR 선원을 교체할 필요가 있다. 연간 10 000개 이상의 HDR 선원이 운송되고 있어 사고 위험도 잠재한다. 따라서 해당 절차와 규정을 준수해야 한다.

절차와 기기에 관한 여러 권고를 이 보고서는 제공한다. 비상계획과 비상계획을 연습할 필요성에 대해 강조하고 있다. 선원의 분실이나 절취 가능성도 명심해야 한다.

품질보증(QA) 절차를 추적하는 특별히 훈련된 인력의 협력팀이 사고예방을 위해 필요하다. 유지보수는 QA의 불가분 요소이다. 절차에 대한 외부감사는 모범적이고 안전한 관행을 강화하고 잠재적 사고원인을 발견한다. QA에는 사례에 대한 동료평가를 포함해야 한다. 유사한 실수를 방지하기 위해 사건, 사고는 보고되고 교훈은 다른 사용자와 공유되어야 한다.

중심어: 방사선치료, 이리듐(Ir), 사고예방, 품질보증, 방사선방호

논설

유비무환

(Better Safe Than Sorry)

2001년에 ICRP 간행물 86(ICRP 2002a)에서 방사선 치료환자의 사고피폭 예방을 다뤘다. 어떤 면에서 그 보고서는 ICRP의 정규 관심에서 약간 벗어나 있던 중요한 두 분야에 손댄 것인데 주목할 가치가 분명히 있다. 한 분야는 리스크를 규제하는 본질과 철학에 관련되고, 다른 하나는 허가 사용자 조직에서 안전책임에 관련된다.

많은 ICRP 구성원이 전, 현직 규제자이지만 ICRP는 규제기관이 아니라 자문단체이어서 규제 방법론에 대해서는 원칙적으로 관여하지 않는다. 그러나 1990년 권고인 간행물 60(ICRP 1991)에는 국가 규제기반에 대한 장을 포함하고 있다. 직무피폭에 관한 간행물 75(ICRP 1998a)에서 조언이 약간 더 추가되었으며, 간행물 86(ICRP 2002a)도 같은 개념을 이어왔고 지금 이 보고서에서도 그 주제를 언급하고 있다.

성공적 규제에는 상호신뢰와 평등대우가 필요하다는 것이 사고예방이라는 당면 입장에서 주된 메시지이다. 달리 말하면 지시형 규제는 결코 오래 작동할 수 없다. 규제자가 아닌 사용자가 안전에 대한 일차책임을 져야 하며 규제자의 직무는 실제 안전 사안을 다루는 것이 아니라 사용자가 그러한 책무를 수행할 수 있도록 보장하는 것이다.

간행물 86과 이 보고서도 사건보고의 중요성을 충분히 다루지는 못했다. 성공적 사건보고를 위해서는 규제자가 처벌할 범죄자를 찾는 데 그러한 보고를 사용하는 것이 아니라 합당하게 사용할 것임을 피규제자가 합리적으로 확신하는 것이 필요하다. 솔직함이 처벌로 보답된다면 자신의 약점을 공개할 사업자는 없을 것이다. 역으로 항공산업에서 잘 보여주고 있는 것처럼 실질적이고 중요한 안전의 개선은 동료들이 직면한 문제가 무엇이며 이러한 문제들이 어떻게 해소되었는가를 배우는 데서 달성된다.

그렇다고 처벌이 불필요하다는 것은 아니다. 규제자나 입법자는 필요할 때는 처벌할 수 있는 충분한 시정수단을 가져야 한다. 그러나 그러한 수단은 진실한 노력으로 개선방안을 찾는 데 규제자의 도움과 조언을 바라는 사람이 아니라 문제를 숨기려는 사람을 위해 있어야 한다.

그렇다면 허가사용자 조직에서 누구에게 책임이 있는가? 물론 그 첫 대답은 ‘모든 사람’일 것이다. 국제안전표준(BSS)은 안전문화를 ‘최우선적으로 안전과 방

호 이슈가 그 중요성에 부합되게 주목받도록 하는 조직과 개인의 특성과 성향의 집합'으로 정의하고 있다. 여기에는 모든 개인이 자신에게 책임이 할당됨을 인식할 필요가 있다. 최적화 방법에 관한 간행물 55(ICRP 1989)과 장수명 방사성폐기물 처분에 관한 간행물 81(ICRP 2000)에는 '개인들이 "방사선량을 줄이기 위해 내가 합리적으로 할 수 있는 모두를 다했는가?"라고 지속적으로 스스로에게 반문하도록...생각의 상태를 야기하는 것'으로 설명하고 있다.

다른 방향의 대답은 권한, 특히 만족할만한 상태를 만들 수 있는 권한에 초점을 맞춘다. 모두가 안전에 기여할 수는 있으나 모든 개개 직원이 시정조치를 취할 수는 없다. 그래서 모든 사람이 책임을 지는 한편으로 경영관리자가 특별한 역할을 해야 한다.

간행물 60(ICRP 1991)은 '방사선 피폭의 안전관리를 달성하고 유지하는 기본적 책임은 단호히 운영기관의 경영진에게 있다.'고 강조한다. 신문에서 사고를 일으킨 어떤 기관의 종사자가 훈련이 부족하고 역량이 미흡하다는 등의 기사를 자주 본다. 그러나 그것이 정말 해당 개인 종사자의 잘못일까? 모든 종사자로 하여금 필요한 훈련을 받고 역량을 지니며 적절히 수행할 수 있도록 최고경영자가 품질시스템을 갖추지 않은 잘못 아닌가? 그러함에도 실수가 있었다면 단일고장이 재앙으로 이어지지 않도록 후비 메카니즘을 갖추지 않은 탓 아닌가? 최고경영자가 일상 운영에 개입할 수는 없겠지만 본질적으로 안전한 계통과 조직을 제공할 최우선 책임을 벗어나지는 못한다.

끝으로 세 번째 대답은 우리가 출발한 의료분야로 되돌아간다. 그러한 경우 방사선방호 이슈를 전문적으로 다루기 위해 고용된 사람은 안전에 대한 특별한 책임이 있다.

핵연료주기 시설에서는 통상 안전전문가 또는 안전부서가 있어 안전에 관한 공학적 속성과 행동적 속성을 효율적으로 결합하고 있다. 다른 대형 시설에서도 유사한 자원을 가지고 있다. 일반적으로 그러한 안전부서는 최고경영자에게 조언하고 그들 전문성의 모든 수준에서 경영을 돕는 의미에서 안전에 책임이 있다.

그러나 많은 병원이나 대학은 특정 경험을 가진 이러한 전문가나 특별 부서를 두지 않고 있다. 그래서 종종 조직에서 안전과 방사선방호에 자문을 제공하는 방사선방호 전문가에게 방호책임이 부과된다. 잠재피폭에 관한 간행물 64(ICRP 1993)와 특히 핵연료주기가 아닌 시설에 적용하는 예를 보인 간행물 76(ICRP 1998b)은 안전이슈의 중요성과 그렇지 않으면 방사선방호에 관계할 사람의 안전 책임에 대해 강조하고 있다. ICRP는 이 보고서가 고선량률 근접치료 장치와 관련한 복잡한 안전 이슈를 성공적으로 다루는데 도움이 되기를 바라고 있다.

Jack Valentin(ICRP 과학간사)

<역주> 약어

이 보고서에 사용된 약어는 다음과 같다.

AAPM: American Association of Physicists in Medicine 미국의학물리사
협회

ABS: American Brachytherapy Society 미국근접치료학회

BSS: Basic Safety Standards 전리방사선 방호와 방사선원 안전을 위한 국
제안전표준

CCTV: closed circuit tele-vision 폐쇄회로 TV

CFR: code of federal regulations 미국연방규정

CT: computed tomography 전산화단층촬영

EBRT: external beam radiation therapy 외부방사선빔치료, 원격방사선치
료

GM: Geiger-Muller 가이거뮐러

HDR: high dose rate 고선량률

IAEA: International Atomic Energy Agency 국제원자력기구

ICRP International Commission on Radiological Protection 국제방사선방
호위원회

ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements
국제방사선단위측정위원회

IEC: International Electrotechnical Commission 국제전기기술위원회

ISO: International Standard Organization 국제표준기구

KFDA: Korea Food and Drug Agency 식품의약품안전청

KINS: Korea Institute of Nuclear Safety 한국원자력안전기술원

LDR: low dose rate 저선량률

MDR: medium dose rate 중선량률

MRI: magnetic resonance imaging 자기공명영상화

NCRP: National Council on Radiation Protection and Measurements 미
국방사선방호측정위원회

NRC: Nuclear Regulatory Commission 미국 원자력규제위원회

PDR: pulsed dose rate 펄스선량률

QA: quality assurance 품질보증

RAKA: reference air kerma rata 참조 공기커마율

목 차

역자 서문	i
서문	iii
요지	v
논설	vi
요 점	1
제1장 서론	3
제2장 이 보고서의 목적은 무엇인가?	5
2.1. 원격 HDR 근접치료란 무엇인가?	5
제3장 HDR 근접치료 임상사용 현황	9
제4장 원격 후장전 HDR실의 기반	11
4.1. HRD실	11
4.2. HDR 장치	11
4.3. 노출지	14
4.4. 치료계획 시스템	15
4.5. 부수 안전장치	16
4.6. 건물	17
4.7. 영상화	18
4.8. 선원 취급과 방사선 안전을 위한 장비	18
제5장 인력요건 및 훈련	21
5.1. 인력요건	21
5.2. HDR 절차에 대해 특별 훈련이 필요한가?	23
제6장 품질보증	25
6.1. 임상 품질보증	25
6.2. 물리 품질보증	25

6.3. 조직 품질보증	25
6.4. HDR기기와 연관된 특별 품질보증	26
6.5. 간질 근접치료에 대한 특별 요건	26
제7장 피폭, 사건 및 사고	27
7.1. 포장과 운송과 관련된 사건	27
7.2. 개인과 일반인의 피폭	27
7.3. 운전 중 사건	28
제8장 보고된 사건 사례	31
8.1. 최악 사례	31
8.2. 운송 및 포장물	31
8.3. 직원과 일반인 피폭	32
8.4. 기계적 사건	33
8.5. 사람 실수	36
제9장 권고	41
9.1. 일반 권고	41
9.2. 구체적 권고	41
부록 A. 임상지시	43
A.1. 자궁경부암	43
A.2. 식도암	44
A.3. 두경부암	45
A.4. 기타 간질 또는 거푸집 적용	45
A.5. 폐암	45
A.6. 유방암	46
A.7. 전립선암	46
A.8. 연조직 육종	47
A.9. 기타 암	49
A.10. 수술간 HDR 근접치료 사용	49
참고문헌	51

요 점

- 선진국이나 개발도상국을 막론하고 지난 수년 동안 고선량률(HDR) 근접치료는 저선량률(LDR) 절차를 대체하여 빠르게 늘어나는 기술이다. 연간 500 000 건의 절차(치료 투여)가 HDR 치료기로 수행되는 것으로 추산된다.
- 지난 몇 년간 많은 생산자가 LDR 기기 생산을 폐지하여 HDR 근접치료를 주 대안으로 남겼다.
- HDR 기술은 분 당 1.6~5.0 Gy의 매우 높은 선량률을 부여하므로 실수는 임상 부작용이 있는 과선량이나 부족선량을 초래할 수 있다.
- 선원 포장에서부터 선량부여까지 전 절차 연계에서 1인 사망을 포함하여 500 건 이상의 HDR 사고가 보고되어 있다. 사람 실수가 방사선 사건의 주원인이다.
- 의료진이 기능하는 감시장비를 갖추고 그 결과에 주의를 기울였다면 많은 사고가 예방될 수 있었다.
- Ir의 반감기가 비교적 짧기 때문에 약 4개월마다 HDR 선원을 교체할 필요가 있다. 연간 10 000개 이상의 HDR 선원이 운송되고 있어 사고 위험도 잠재한다.
- 사고예방을 위해 품질보증(QA) 절차를 추적하는 훈련된 인력팀이 필요하다. QA는 사례에 대한 동료평가를 포함해야 한다.
- 유사한 실수를 방지하기 위해 사건, 사고는 보고되고 교훈은 다른 사용자와 공유되어야 한다.

제1장 서론

(1) 암치료에는 수술, 화학요법, 방사선치료 또는 이들의 조합이 사용될 수 있다. 방사선치료는 원격치료[외부방사선빔치료external beam radiation therapy(EBRT)]나 근접치료(선원을 종양에 바로 근접시켜 삽입함)로 수행된다. 원격치료는 전통적인 다방사선장 기법이나 표적 체적에 다양한 수준으로 조정하는 방식으로 선량을 부여한다. 근접치료는 저선량률low-dose-rate(LDR) 수동 후장전, LDR 원격 후장전, 중선량률medium-dose-rate(MDR), 고선량률(HDR), 그리고 펄스선량률pulsed-dose-rate(PDR) 기법을 포함한다.

(2) 근접치료는 Pierre와 Marie 큐리가 1898년 라듐을 발견한 직후부터 사용하기 시작했다. 1950년 이전에는 일반적으로 방사성물질을 직접 종양이나 공동(‘핫로딩hot loading’)에 삽입했다. 근접치료가 효과적이지만 주된 단점의 하나는 가료자의 방사선 피폭이다. 이 단점과 함께 고에너지 원격치료의 출현은 1950년대에 근접치료의 쇠퇴를 초래했다.

(3) 가료자의 방사선 피폭 위험을 줄이기 위해 수동 후장전이 도입되었다. 처음에는 속빈 바늘 또는 세관을 종양이나 종양 부위에 삽입하고 관을 통해 방사성 물질을 장전하였다(이렇게 하여 정확성을 높이고 가료자의 피폭을 줄일 수 있었다).

(4) 1937년 Sievert(1937)가 처음으로 원격 후장전을 제안했다. 이 기술에서는 속빈 바늘 또는 세관을 종양이나 종양 부위에 삽입하고 이를 차폐된 용기에 있는 방사성물질에 연결한다. 원격 조작으로 방사선원을 도관을 통해 종양으로 구동하여 보냄으로써 사람의 피폭을 배제할 수 있게 되었다.

(5) 선원의 이입이나 회수가 자동화된 자동 원격 후장전은 1980년대에 개발되었다. 이 기술이 도입된 이유는 다음과 같다.

- 방사능이 매우 높은 선원은 수동으로 안전하게 취급할 수 없었다.
- 사전에 결정된 위치에 체류하는 시간이 짧아 1초 미만의 정확성이 필요했다.
- 단일 또는 수회(<10회) 분할이 반복적으로 필요했다.

제2장 이 보고서의 목적은 무엇인가?

(6) 이 보고서의 예상 독자는 최근에 HDR 근접치료에 관계하기 시작했거나 가까운 장래에 시작하려는 사람으로서 방사선안전 종사자, 행정관리자, 기사 및 방사선종양학자를 포함한다. 방사선종양학 직원은 다른 치료방사선이나 방사선안전에 익숙한 것으로 예상된다. 구체적으로 HDR 근접치료를 취급하지 않는 규제자에게도 이 보고서가 도움이 될 것이다.

(7) 이 보고서는 다음을 추구한다.

- 보고된 기존 사고와 그 교훈을 검토한다.
- 의도하지 않은 사건을 최소화하는 방안을 도모한다.

(8) 지난 20여 년 동안 자동화된 원격 HDR 근접치료의 사용이 크게 늘어났는데 이 기술은 짧은 시간에 매우 높은 선량을 부여한다. 치료 준위 선량의 부여 이전부터 부여까지 절차의 전체 과정에서 방사선 위험이 개입된다. 서로 다른 심각도를 갖는 수백 건의 사건들이 보고되어 있는데 불행히도 사고를 축소 보고한 경우도 많다. 보고된 사례들은 엉뚱한 환자 치료, 의도하지 않은 과선량 또는 부족 선량, 다른 부위 처치뿐만 아니라 일반인이나 선원을 다루는 사람들의 피폭도 포함하고 있다. HDR 근접치료의 사용을 위해 세계적으로 산재한 1000개소 이상의 병원에 있는 1500개 이상의 치료기로 연간 1만개 이상의 고방사능 선원이 운송되고 있다. 병원들은 의료진 훈련과 임상 적용에서 수준이 다르다.

(9) 혈관내 근접치료는 이 보고서의 범위에 포함되지 않는다. 일부 시설에서는 비용절감과 선원교체 부담을 줄이기 위해 HDR ⁶⁰Co 선원을 사용하는 것으로 알고 있지만 현재로서는 이리듐이 가장 보편적 선원물질이므로 이 보고서에서 주된 방사성핵종으로 간주한다. HDR 근접치료 시설에 대한 일반지침은 다른 자료(IAEA 1998, 2001, Nag 등 2000)에서 찾아 볼 수 있다.

2.1. 원격 HDR 근접치료란 무엇인가?

(10) LDR, MDR 또는 HDR 기법이 원격조작 근접치료 수행에 사용될 수 있다. ICRU 보고서 38(ICRU 1985)은 다소 임의적이지만 선량률 범주를 다음과 같이

나누고 있다.

LDR: $0.4 < \text{선량률} < 2.0 \text{ Gy/h}$

MDR: $2.0 < \text{선량률} < 12.0 \text{ Gy/h}$

HDR: $12.0 \text{ Gy/h} < \text{선량률}$

(11) 현재 HDR 근접치료에 적용되는 일반적 선량률은 100~300 Gy/h 또는 1.6~5.0 Gy/min이지만(Arai 등 1992, Nag 등 1999a, Wakabayashi 등 1971) ICRU 정의에서 HDR은 12 Gy/h 이상이다. 선원이 주어진 위치에 놓이는 시간에 약간의 오차도 환자에게 유의하게 악영향을 미칠 수 있음을 알 수 있다.

(12) LDR, MDR, HDR을 불문하고 원격조작 후장전은 방사선 피폭 위험을 제거하므로 병원 직원에게 완전한 방사선방호를 제공한다. 특히 HDR 근접치료 사용은 치료가 수 분만에 수행되는 추가 장점이 있다. 치료시간은 전형적으로 1~12 분 범위에 있다. 이것이 정밀 시술과 함께 외래환자 기반(입원실 불필요)으로 마취 없이, 노출지²⁾applicator 움직임 우려가 거의 없고, 장기 움직임과 환자 불편을 최소화하며 종양과 주변 정상조직에 주는 선량을 정교하게 결정할 수 있도록 한다. HDR 근접치료 선원이 사용될 때 또 다른 중요한 장점은 HDR 선원을 단계적으로 이동할 때 각 체류 위치에 체류시간을 조정하여 계획한 선량분포가 표적 체적과 잘 부합하도록 최적화할 수 있는 점이다(Flores 등 1994, Gasper 등 1997). 이로써 강도조절 근접치료 즉, 결정된 종양 체적의 구역별로 필요에 따라서 다른 선량을 부여하는 것을 가능하게 한다.

(13) 크기와 방사능이 다른 선원들이 사용될 수 있지만 비방사능이 큰 ¹⁹²Ir 선원을 사용하는 미소선원microsource HDR이 가장 널리 사용된다. 이로써 작은 선원(약 1 mm 직경에 길이 3.5 mm)의 사용, 높은 종양 선량, 짧은 치료시간을 달성할 수 있다. 직경이 작아 간질interstitial, 강내 또는 관내 치료를 위해 가는 안내관을 통해 쉽게 삽입할 수 있게 한다. ¹⁹²Ir 선원은 반감기가 74일로 짧은 이점도 있다.³⁾ 이 반감기는 근접치료에 사용되는 다른 방사성핵종, 예를 들면 ¹³⁷Cs(반감기 30년)이나 ⁶⁰Co(반감기 5.3년)보다 짧다. 그러나 반감기가 짧음으로 인해 3~4 개월마다 선원을 교체함에 따르는 위해와 비용부담이 있다.

2) <역주> ‘applicator’에 대한 우리말 용어가 전문학계에서도 수립되어 있지 않아 여러 용어를 검토한 끝에 ‘노출지(露出枝)’라는 용어를 시도한다.

3) <역주> 병원이나 치료 측면에서는 반감기가 짧은 것의 이점을 들기는 어렵다. 그러나 사용 중이 된 선원의 폐기물 처분이나 가끔 분실되는 선원의 안전성 측면에서는 반감기가 짧은 것이 크게 유리하다. 근접치료에 ¹⁹²Ir이 사용되는 주된 이유는 에너지가 낮아 표적 조직 외부 선량률이 낮다는 점이며 그 밖에 차폐가 상대적으로 용이한 점이 있다.

(14) HDR, 특히 미소선원 HDR의 여러 이점 덕분에 근접치료가 세계적으로 널리 사용된다. 현재 개발도상국에 400개를 포함하여 세계적으로 1500개 이상의 장치가 사용되고 있다. 표지의 사진은 이러한 장치의 한 예를 보여준다. 그러나 많은 개발도상국에서는 아직 HDR 근접치료에서 안전과 효과에 대한 적합한 지식과 훈련이 부족하다(Nag 등 2002).

(15) PDR 근접치료는 최근에 개발되었다. HDR 근접치료에서와 마찬가지로 PDR도 하나의 미소 선원을 정교하게 배치된 후장전 장치를 통해 단계 단계로 움직이고 역시 노출시간을 조절하여 선량분포를 최적화할 수 있다. PDR 근접치료에서는 여기서 '펄스'로 부르는 그러한 단계적 절차가 여러 번 반복되어 처방된 총 선량을 얻는다. 적절한 펄스 수를 선정함으로써 방사선생물학적 관점에서 생물학적 영향이 잘 알려져 있는 연속적 LDR 치료를 모사할 수 있다. 단점은 특별 병실을 사용해야 하며 1일 24시간 의료진이 가용해야 하는 점이다.

(16) 원격 후장전 근접치료 장치에서는 선원의 재고관리가 쉽고 날개 선원 분실 리스크가 낮다. HDR과 PDR 근접치료에서는 단 하나의 선원만 사용되고 그것이 후장전기에 내장되어 시건된 관리구역에 보관되므로 선원 분실 리스크는 극히 낮다.

제3장 HDR 근접치료 임상사용 현황

(17) HDR 근접치료 수단의 선정은 그 나라에서 특정 암이 얼마나 보편적인지, 그리고 그 암에 HDR 근접치료가 유효한지에 달려있다. 국소 암의 초기단계에 대한 방사선치료 수단으로 HDR 근접치료가 독보적이지만 이것은 역동적 분야이다. 현재로서는 원격치료와 접합하여 사용되는 경우도 많다.

(18) HDR 근접치료의 가장 보편적 지시는 자궁경부, 자궁내막, 식도, 유방, 전립선 및 폐의 암과 아동과 성인의 연조직 육종의 치료이다. 개발되고 있는 분야는 수술간 HDR 근접치료이다.

(19) 여기서 제기한 HDR 근접치료의 보편적 지시에 대한 요약은 필연적으로 간략하며 이 보고서 말미 부록에서 찾을 수 있다. 치료 프로토콜은 이 보고서 범위 밖이므로 독자는 표준 교과서나 상세 사항에 대한 검토문헌을 참고하기 바란다 (Abitbol 등 1998, Gerbaulet 등 2002, Joslin 등 2001, Nag 등 1997).

제4장 원격 후장전 HDR실의 기반

(20) 기기 관련 문제, 사람 실수, 또는 이들의 결합으로 인해 원격 후장전 계통의 다양한 포인트에서 사건이 일어날 수 있으므로, HDR 근접치료와 관련된 유해 상황의 본질에 대한 이해를 위해서는 원격 HDR 후장전실(그림4.1 참조)의 기반과 요소에 대한 기초지식을 가지는 것이 도움이 된다. 유해한 사건 유형의 개관에 대해서는 제8장에서, 보고된 사건에 대한 보다 상세한 설명은 제9장에서 설명한다. 그러한 사건의 방지에 기여하는 인력훈련과 품질보증(QA)에 대해서는 제5장과 제6장에서 언급한다.

(21) 원격 후장전 계통은 방사성물질을 차폐된 저장위치에서 치료 노출지까지 자동으로 이송하는 모터구동 선원이송계통으로 구성된다(AAPM 1993). 이 계통은 부인과 근접치료에 사용하기 위해 처음 설계되었으나 미소선원 모델은 다양한 적용을 위해 개발되었다.

(22) 기반을 위한 전반적 요건은 IAEA 자료(IAEA 1998)에서 찾을 수 있다. 이 장에서는 운전과 임상 측면의 기반에 대해 초점을 맞춘다.

4.1. HRD실

(23) 원격 후장전 기기와 필요한 영상화 장치를 위해 적절히 차폐된 방과 운전원을 위한 분리된 방이 필요하다. 환자를 이동시키지 않고 치료하는 데 필요한 모든 요소를 구비한다. 어떤 병원에서는 설치, 시뮬레이션, 확인을 다른 방들에서 수행하는데 이것은 실수 리스크를 높인다.

4.2. HDR 장치

(24) HDR 원격 후장전 시스템은 국제전기기술위원회 International Electrotechnical Commission(IEC) 표준(IEC 1989)이나 국제표준기구 ISO 9000(ISO 2000)과 같은 국제표준에 부합해야 한다. 상용 HDR 후장전기는 여러 부품으로 구성된다.



그림4.1. 고선량률(HDR) 근접치료실. C형팔 형광투시기는 선원 삽입에 앞서 안내 도관이나 내시경을 위치시키는 데 사용한다. 간이 수술실 수준의 기타 설비가 준비된다. 사진에 HDR 기기 자체는 없다.

4.2.1. HDR선원

(25) 강내 또는 간질 근접치료 수행을 가능하게 하는 작은 선원과 HDR을 동시에 달성하기 위해서는 높은 비방사능을 갖는 방사성핵종이 필요하다. ^{192}Ir 이 HDR 근접치료 선원으로 선정되었는데 감마 에너지가 상대적으로 낮고(평균 0.4 MeV), 반감기가 짧으며(74일), 높은 비방사능(330 MBq/mm^3) 선원을 생산할 수 있기 때문이다. 근접치료에서 선원 사양에 대한 새로운 방법이 제안되었는데 참조 공기커마율Reference Air Kerma Rate(RAKR)이다(ICRU 1985, 1997).

(26) 근접치료 선원의 RAKR는 선원으로부터 표준 거리인 1 m에서 공기커마율(진공 환경)이다. 이 양은 1 m에서 Gy/s 단위(또는 $\mu\text{Gy/h}$ 와 같이 이 단위의 적절한 배수)로 표현된다. ^{192}Ir 에 대해서 RAKR은 1 m에서 겔보기 방사능 MBq 당 $0.116 \mu\text{Gy/h}$ 이다.

(27) 실제에서 임상에 적합한 선량률을 얻기 위해서는 매년 3~4개의 선원이 필요하다.

(28) 미소선원 HDR 원격 후장전기는 방사능이 약 370 GBq(10 Ci)인 하나의

^{192}Ir 선원을 사용한다. 캡슐에 든 선원은 대체로 직경 1.5 mm 미만, 길이 약 5 mm이지만 상용 모델에 따라 크기에 약간 차이가 있다. 예를 들면 한 제품은 니켈-티타늄 합금선에 구멍을 뚫고 두 개의 0.35×2.5 mm 이리듐 펠릿을 삽입한 다음 선의 끝에 뚜껑을 용접한다. 선원의 총 길이는 5 mm가 된다. 다른 선원 제품은 하나의 0.65×3.6 mm 이리듐 펠릿을 스텐리스 캡슐에 넣고 금속 플러그와 스텐리스 케이블에 용접한다.

(29) HDR 선원은 점선원으로 생각하는 것이 편리하지만 분명히 폭보다는 길이가 길다. 그러한 선원에 대한 선량계측은 몬테칼로 모사에 의해 cm와 mm 거리에서 선량분포에 주목하여 연구된 바 있다. 반경 방향 선량분포는 선원과 캡슐 기하구조에 크게 의존하지 않고 전선원 값과 2% 이내로 일치한다.

(30) 선원은 유도 케이블 끝에 용접되어 모터구동 시스템으로 노출지 내 프로그램된 위치(체류위치)로 이송되어 프로그램된 시간(체류시간) 동안 머무른다.

4.2.2. 후장전기(치료기)

(31) 후장전기는 다음을 포함한다.

- 사용하지 않을 때 선원을 저장하는 차폐금고(선원용기)
- 스텝 모터
- 선원이송 및 정위 시스템
- 다수의 선원 이송 채널
- 여러 이송관들로 선원케이블을 자동 연결하는 선별기indexer
- 치료기를 노출지에 연결하는 이송관
- 치료기의 안전운전을 보장하기 위한 안전계통
 - 체크 케이블을 이용한 노출지와 이송관의 자동 경로확인 장치
 - 선원 위치를 감지하고 움직임 시간을 측정하는 수단
 - 선원이 안전금고에 회수됨을 점검하기 위한 내장 GM계수기
 - 전력 상실시 선원을 회수하고 치료 데이터를 저장하기 위한 후비 전지
- 선원을 금고로 되돌리는 비상계통

(32) 치료기는 이동형이며 작은 공간을 차지한다. HDR 후장전기에 대한 상세한 명세와 설명은 IAEA(1998, 부록 G.3)에 있다.⁴⁾

4) <역주> IAEA-TECDOC-1040(1998)은 다음 보고서로 개정, 대체되었다. TECDOC-1040 부록 G.3와 상응한 내용은 새로운 보고서 부록 XI에 있다.

IAEA, *Setting up a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection*

4.2.3. 제어반

(33) 치료실 밖에 위치하는 제어반에서 후장전기를 운전하는데 치료가 진행되면 선원의 위치를 전시하고 치료보고서를 출력한다. 치료계획은 치료계획 컴퓨터와 제어반을 직접 연결하여 전송하거나 플로피디스크(구형 기기에서는 프로그램 카드)로 이동할 수 있다. 제어반은 방사능 붕괴에 따라 체류시간을 자동 조정하는 마이크로프로세서를 내장한다. 제어반은 운전이 단순해야 한다.

4.3. 노출지applicator

(34) LDR 수동 후장전을 위한 거의 모든 노출지는 후장전기에서 오는 이송관을 연결하여 HDR용으로 사용할 수 있다. 전형적으로 HDR 근접치료를 위한 노출지는 더 가능 관을 사용한다. 연결은 오점속을 방지하기 위한 기계적 인터록으로 이루어진다. 노출지, 이송관 및 후장전기는 환자 몸속에 선원이 이탈할 가능성을 없애기 위해 닫힌 계통으로 되어 있다. 몇몇 예가 그림4.2에 있다.

(35) 네 가지 유형의 노출지가 있는데 강내용, 관내용, 간질용, 그리고 거푸집형이다. 유형마다 고유한 연결단자 또는 이송관으로 치료기와 연결한다.



그림 4.2. 일반적인 노출지 예시. 부인과 HDR 근접치료에 사용하는 견인기를 함께 보여 정기하학적 모양과 노출지의 가는 정도를 보이려 했다.

and Safety Aspects, IAEA, Vienna(2008).

(36) 강내용 노출지는 각 채널마다 이송관을 따로 사용한다. 같은 총 길이를 갖는 설계도 있다. 각 채널마다 서로 다른 인터록을 사용하여 연결 실수를 예방한다. 노출지는 플라스틱, 금속(방사선 불투명성) 또는 방사선투과성 흑연으로 만들 수 있다.

(37) 관내용 노출지는 통상 특별한 접합기 adaptor를 이용하여 치료기에 직접 연결한다. 이 노출지는 프렌치 직경⁵⁾ 5 또는 6으로 막다른 끝으로 되고 연성 튜브(일회용)일 수 있고 다른 특별한 설계(예: 식도용 노출지)일 수도 있다.

(38) 간질용 노출지는 경질과 연질이 있다. 견고한 스텐레스강 바늘로 길이가 다르고 고유한 이송관을 필요로 한다. 바늘은 살균하여 재사용할 수 있다. 사전에 결정된 고정 기하배열로 이식하기 위한 형판을 사용하면 표준 선량분포를 이용할 수 있게 된다. 가늘고 연질인 일회용 플라스틱 관은 다른 연결관을 필요로 한다.

(39) 거푸집형 노출지는 조직에 삽입하지 않고 환자의 피부나 점막에 적용할 노출지로서 소성물질에 가는 연질관을 묻는 방식으로 만들어 사용한다.

4.4. 치료계획 시스템

(40) 치료계획시스템은 신속하되 융통성 있고 해당 후장전기에 고유한 것이어야 한다. 과거의 근접치료 계획시스템으로는 치료계획을 세울 수가 없다. 치료계획 시스템은 후장전기의 부속물로 공급된다. 시스템은 몇 분 이내에 치료계획을 완성하여 제어반으로 직접 연결하거나, 플로피디스크 또는 구형 모델에서는 프로그램 카드를 통해 이송할 수 있다.

4.4.1. 예비계획

(41) 가장 단순한 치료계획은 ‘MammoSite’ 노출지처럼 단일 노출위치에 하나의 도관을 사용하며 단일 체류위치에서 풍선표면 선량으로 전달된다. 식도암 치료에 서처럼 체류위치를 선형으로 배열하는 경우도 마찬가지로 단순하여 지정된 반경

5) <역주> 원주형 의료용구의 외경을 나타내는 방식으로 ‘프렌치 도관 스케일’, 또는 ‘프렌치 게이 지’라고도 부르며 Fr, FR 또는 F로 나타내며 mm 단위의 외경에 3을 곱한 값과 같다. 즉, 외경 2mm인 경우가 Fr=6로 된다.

에서 선량이 처방된다. 견인기를 사용하는 고정 기하구조 강내 노출지 경우가 다음으로 복잡하다.



<역주> MammoSite 노출지의 한 모델.

4.4.2. 개인별 계획

(42) 기하구조가 고정되지 않은 노출지를 사용한 강내 치료는 종양 형상에 대해 최적화된 환자 고유의 치료계획을 필요로 한다. 치료계획이 최적화된 다평면 경성 노출지를 이용한 간질 노출이 유방암이나 직장암에 대해 사용된다. 전립선 간질 노출은 보통 온라인 수술 중 최적화 치료계획으로 수행된다.

(43) 다평면, 연성 노출지를 이용한 간질 노출이 가장 복잡하다. 최적으로는 CT, MRI, 초음파 등 하나 이상의 영상화 수단의 도움을 받는 임상 검사가 표적체적을 정의하여 종양에는 높은 선량을 부여하면서 정상 조직 선량을 최소화하기 위해 사용된다. 치료계획시스템에 대한 일반요건은 IAEA TECDOC 1040 부록 C(IAEA 1998)⁶⁾에서 찾을 수 있다.

4.5. 부수 안전장치

(44) 치료 중 환자가 통증, 불편, 또는 근심을 겪는지 확인할 수 있는 확고한 접촉이 매우 중요하며 방사선종양학과와 간호사가 선량전달을 방해하지 않으면서 환자에게 말할 수 있어야 한다. 이 목적으로 CCTV와 음성기기가 사용될 수 있다. 어떤 경우는 진정제를 투여한 상태로 진행될 수 있으므로 의학적 감독이 필요하다. 모든 소통기기는 완전한 상태를 유지해야 하고 매 절차에 앞서 확인해야 한다.

(45) 매우 높은 방사능 선원을 사용하므로 방사선감시기(고정 또는 이동형 감마경보)가 있어야 한다. 경보등도 안전장치의 일부이다. 저장용기, 긴팔집게 등 기타 비품들도 필수이다. 사건을 수습할 때 이들을 사용할 필요가 분명히 있다.

6) <역주> 다음 보고서 부록 XI로 대체되었다.

IAEA, *Setting up a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects*, IAEA, Vienna(2008).

4.6. 건물

4.6.1. 노출지와 도관 설치에 필요한 기반(시술실)

(46) 이 방은 외래환자 수술실과 같은 기능을 하며 내시경, 도관의 경피 삽입 또는 부인과 노출지 설치와 같은 다양한 절차에 적합해야 한다. 고려할 인자는 다음과 같은 역량이다.

- 근접치료팀과 절차에 참여할 다른 의료, 수술팀에 충분한 공간
- 등자가 있고 조정가능하며 움직일 수 있는 탁상(이상적으로는 X선 사용에 적합해야 함)
- 간단한 수술에 필요한 기구
- 일회용 소모품을 담은 수레
- HDR 노출지와 기타 악세서리를 보관하는 캐비닛
- 수술조명, 마취장구 및 가용하면 환자 텔레메트리
- 청정수 공급원 및 싱크

4.6.2. 위치확인 방사선영상에 필요한 기반

(47) 이상적으로는 전용 X선장치가 있어야 한다. 이동형 X선장치를 사용할 수는 있지만 제4.7절에서 설명하듯이 고정된 C형팔 X선장치가 바람직하다. 치료실이 노출지 설치실과 다른 방이라면 차폐된 치료실 공간은 환자 이동을 최소화하기 위해 치료침상에서 위치확인 방사선영상 촬영에 적합해야 한다.

4.6.3. 치료계획실에 필요한 기반

(48) 치료계획에 필요한 하드웨어는 별도의 방이나 제어반 인근에 둘 수 있다. 공간과 전원만 있으면 된다. 하드웨어의 일부로서 전압조정 기능이 있는 무정전 전원장치가 고려되어야 한다. 치료실 가까이 치료계획시스템을 두는 것이 효율과 소통 제고를 위해 바람직하다.

4.6.4. 치료실에 필요한 기반

(49) HDR 기기를 위해 적절히 차폐된 방이 사용되어야 한다. 일반적으로 4 cm 두께의 납 등가 즉, 35 cm(14 인치)의 콘크리트가 필요하지만 구체적 두께는 방 설계, 가동부하, 현장 규정에 따라 달라진다. ^{192}Ir 대신 ^{60}Co 가 사용된다면 치료실에 요구되는 차폐 두께는 상당히 증가함에 주의가 필요하다. 출입문은 전기적 인터록이 되어야 한다.

(50) 환자를 직접 또는 CCTV 시스템으로 관찰할 수 있어야 한다. 제어반은 치료실 바로 밖에 있어야 하며 무정전 전원장치를 두는 것이 바람직하다. 치료실의 요건은 IAEA(1998), NCRP(1976), Stedeford 등(1997)에 주어져 있다.

4.7 영상화

(51) 치료의 재구성과 선량계측은 영상을 얻는 시스템에 따라 달라진다. 가장 간단한 방법(수준 1)이 대부분의 임상 상황에서 무난하지만 세 가지 방법이 있을 수 있다.

4.7.1. 수준 1: 전통적 방사선영상

(52) 차폐실 내에서 이동형 X선장치 또는 천장이나 벽에 고정된 장치(C형팔 형 광투시기)를 사용하여 필름으로 촬영할 수 있다. 이 절차는 LDR 근접치료에 사용되는 준직교semi-orthogonal 필름을 제공한다. 동심장치가 없을 때 재구성 기법은 거의 직교에 가까운(정확히 90°가 아닌) 필름을 얻기 위해 준직교재구성을 허용하는 장치(시뮬레이션 상자)를 필요로 한다. 이 기법을 사용한다면 부인과 치료를 위해 골반의 측면 노출을 할 수 있도록 kV가 높은 장치가 필요하다.

4.7.2. 수준 2: 시뮬레이터

(53) 외부 방사선치료를 위한 시뮬레이터가 있으면 전통적 방사선영상 기법에서 설명한 필름을 얻는 것 외에 믿을만한 직교필름을 얻을 수 있다. 나아가 동심 또는 다양한 각도 재구성처럼 특수 상황에서 필요할 수 있는 다른(쉬운) 재구성 기법을 사용할 수 있다.

4.7.3. 수준 3: CT 및 MRI

(54) CT 스캔이나 MRI의 축단면axial cut(횡단면)들은 선원 위치 재구성뿐만 아니라 선량계측을 위한 해부학적 관심체적도 재구성할 수 있게 한다. 위 두 방법에서는 노출수를 재구성하는 것은 가능하나 노출수와 연조직과의 관계를 얻지는 못한다.

4.8 선원 취급과 방사선 안전을 위한 장비

(55) 근접치료 시설마다 다음의 장비를 갖추어야 한다.

- 후장전기가 선원 회수에 실패할 경우 비상 선원용기로 사용할 저장용기(치료실에 배치)
- 긴팔집게(검자)
- 휴대형 방사선감시기 및 지역방사선감시기(IAEA 1998)

5. 인력 요건 및 훈련

5.1. 인력요건

(56) HDR 근접치료시설을 운영하기 위한 핵심 요건은 적절히 훈련된 의료진이다. 여러 전공자로 팀을 구성해야 한다. 방사선종양학자, 의학물리사, 기사 및 간호사 각1인이 최소 인력요건이다. 업무량에 따라 선량계측사 1인과 추가로 방사선종양학자, 기사 및 간호사가 필요할 수 있다. HDR 기기의 도입은 더 넓은 범위의 악성질환 치료로 이어져 업무량을 증가시키게 된다. 따라서 업무량 증가에 비례하여 인력보강이 필요하게 된다.

(57) HDR 근접치료 절차 흐름은 다른 자료(IAEA 2001, Kubo 등 1998)에서 찾을 수 있다.

5.1.1. 방사선종양학자

(58) 방사선종양학자는 의료 처치로서 근접치료의 전반적 절차에 책임을 진다. 방사선종양학자는 각국의 규정에 따라 적정하게 자격을 획득해야 한다. 방사선종양학자의 구체적 책임은 다음과 같다(Kutcher 등 1994).

- 환자평가
- 환자선발
- 치료절차 선별
- 치료 처방
- 노출지 삽입
- 영상 검토
- 종양, 표적 및 치료체적 선정
- 치료계획 검토
- 노출지 제거
- 종양 반응 및 부작용 평가
- 환자 추적

5.1.2. 의학물리사

(59) 의학물리사는 각국의 규정에 따라 적정하게 선량계측 자격을 획득해야하며

통상 방사선안전에 책임도 진다. 의학물리사의 구체적 책임은 다음과 같다.

- 신규도입 또는 주요 보수 후 기기의 시험
- 선원 교정의 확인
- 필요시 선원 교체
- 치료기 점검 - 선원위치, 식별표지, 내장 감마선 경보 등
- 노출지 위치를 포함한 환자 준비 점검
- 영상촬영 감독
- 치료계획기 점검
- 치료계획 및 계산
- 기사가 수행하는 치료과정 감독

(60) 의학물리사는 노출지가 삽입된 후 위에 언급한 촬영에 앞서 환자 준비에 참여해야 한다. 이 과정에서 절차에 따라 필요하다면 노출지에 모의선원dummy(X선표지 강선)을 위치시킨다. 도관을 사용한다면 측정하고 식별표지를 해야 한다. 방사선 투과영상 촬영 각도를 선정하거나 CT 또는 MRI 경우에는 영상평면을 선정하는 것도 필요하다.

5.1.3. 기사

(61) 기사는 다음을 책임진다.

- 노출지와 각개 부품의 점검
- 치료기의 일일점검
- 이식 과정에 방사선종양학자 보조(간호사가 담당할 수도 있음)
- 위치확인을 위한 영상 획득
- 의학물리사 감독 하에 치료계획 사용
- 치료 실시
- 제어반에서 각 치료의 감시
- 적정 문서에 치료기록 작성

5.1.4. 간호사

간호사는 각 절차에서 방사선종양학자를 돕는다. 구체적 책임은 다음과 같다.

- 치료실의 일일점검
- 일회용품, 부인과용 습포 등 소모품 확인
- 환자 일정관리
- 환자 접수 및 귀가

- 이식 과정에 방사선종양학자 보조

5.2. HDR 절차에 대해 특별 훈련이 필요한가?

(63) 관련된 사람들은 실수로 이어지는 혼동을 피하고, 일어날 수 있는 실수의 즉시 발견과 시정을 위해 도입한 HDR 원격 후장전기의 해당 고유모델에 대해 적절히 훈련을 받아야 한다. LDR 근접치료에 경험이 있는 것이 이 특별 훈련 요건의 면제사유가 되지 못한다.

5.2.1. 방사선종양학자 훈련

(64) 방사선종양학자가 LDR 근접치료에 경력이 있더라도 노출지, 삽입기술, HDR 방사선생물학, 비상절차 등 HDR 고유 특성에 대해 추가 훈련을 받아야 한다. HDR 용 강내, 관내, 간질 노출지는 LDR에서 사용하는 것과 유사하지만 방사선종양학자는 이들의 사용에 익숙해져야 할 필요가 있다. 방사선종양학자는 노출지를 신속하고 정확하게 설치하도록 훈련 받아야 한다. 적합한 치료 프로토콜과 분할을 선정하기 위해 새로운 방사선생물학 지식을 습득해야 한다. 방사선종양학자는 모든 임상적 또는 물리적 비상절차에 대해 훈련받아야 한다.

5.2.2. 의학물리사 훈련

(65) 의학물리사는 HDR 계획시스템(HDR 기기 사용에 필수 도구) 사용 훈련을 받아야 하며 노출지 영상 재구성에 완벽히 익숙해야 한다. 기기 사용, 보안 시스템, 비상절차에 대한 훈련도 필수이다. 의학물리사는 방사선방호의 원리와 절차에 대한 훈련도 받아야 한다.

(66) 방사선종양학자와 의학물리사는 같은 모델 HDR 기기로 유사한 암을 치료하는 근접치료 센터에서 훈련받는 것이 바람직하다. 실습hands-on 훈련이 매우 바람직하다. HDR 근접치료 수행 초기단계 기간에 경험 많은 의사와 물리사의 도움이 목표달성 확신과 좋은 QA에 매우 유용하다.

5.2.3. 기사와 간호사 훈련

(67) HDR 근접치료 절차에 대한 기사와 간호사 훈련은 방사선종양학자나 의학물리사가 실시할 수 있다. 방사선 안전절차와 비상절차는 내용에 반드시 포함되어야 한다.

5.2.4. 비상절차

(68) 비상절차는 IAEA(1998, 2001) 자료에 설명되어 있다. 주기적으로 비상절차를 실습하고 해당 정보를 치료실과 제어실 내 잘 보이는 곳에 게시해야 한다. 비상절차를 수행함에 필요한 물품을 HDR 근접치료실에 비치해야 한다.

제6장 품질보증

(69) 방사선치료에서 좋은 결과를 얻고 불필요한 부작용을 피하며 HDR 근접치료를 정확하고 안전하게 수행하기 위해서는 품질보증(QA)이 중요하다. HDR 근접치료에서는 치료가 단시간에 이루어지기 때문에 처방으로부터 이탈하여 후속 분할을 수정하는 길 밖에는 시정할 기회가 거의 없기 때문에 QA가 지극히 중요하다.

(70) QA 프로그램은 이 치료법에 적용할 수 있는 물리적, 임상적, 조직적 관점을 포함해야 한다. 상세한 QA 프로그램은 이 보고서 범위 밖이므로 독자는 FAO 등(1996), IAEA(1998, 2001) 및 Kutcher 등(1994)을 참조하기 바란다.

6.1. 임상 품질보증

(71) 임상 QA는 HDR 근접치료를 수행할 환자 선발기준에서부터 출발한다. 환자 평가는 종양 특성은 물론 환자의 일반적 상태도 포함한다. 다음으로 선량결정, 처방, 사양 및 분할, 삽입 품질, 종양체적, 치료체적 정의가 따른다. 치료 후 생존이나 생활의 질 관점에서 결과 추적이 필수적인데 이 결과는 QA의 궁극 척도이다. 종양체적을 결정하기 위한 영상화가 부적절하여 상당히 많은 실수가 발생하였으나 보고되지 않은 것으로 보인다.

6.2. 물리 품질보증

(72) 선량계측의 물리적 측면은 계획을 위한 영상화와 치료검증을 점검하는 것을 포함하는데 즉, 표적체적, 전산 계획시스템, 정보입력, 선원 강도, 선량 모델링, 선원 위치와 체류시간을 위한 치료기 QA, 노출지 건전성 점검이 포함된다. 새 선원은 생산자가 보고한 방사능을 확인하기 위해 교정된 우물형 전리함으로 측정해야 한다.

6.3. 조직 품질보증

(73) 환자 주변의 절차(환자 식별, CCTV와 음성기기를 통한 소통 등)와 조직 서

식기록(치료 처방, 기록, 오투어 기록)은 확고한 방법으로 수행되어야 한다(FAO 등 1996, IAEA 2001, Kutcher 등 1994).

6.4. HDR기기와 연관된 특별 품질보증

(74) 컴퓨터 제어 미소선원 HDR 후장전기는 ^{192}Ir 선원의 반감기(74일)가 비교적 짧기 때문에 연간 3~4회 선원교체가 필요하며 선원과 유도 케이블 사이의 용접 건전성에도 우려가 있다.

6.5. 간질 근접치료에 대한 특별 요건

(75) 치료 적용의 모든 시스템에서 선원 행로의 끝 지점은 폐쇄되어야 한다. 그 래야 선원이 우연하게 노출지 밖으로 벗어나거나 선원 통로에 이물질이 들어가는 것을 방지할 수 있다.

제7장 피폭, 사건 및 사고

(76) HDR 근접치료기술이 도입된 이래 많은 방사선 사건들이 보고된 바 있다 (NCR 2002). 모든 방사선사고가 충분히 보고되지 않는다고 보는 것이 통상적이다. HDR 근접치료는 몇 초에 매우 높은 선량을 전달하고 개개 분할에서 어떤 실수를 쉽게 조정할 수 없으므로 고도의 QA 표준이 필수적이다.

(77) 사건들은 다음의 여러 원인에서 온다.

- 선원의 운송과 취급
- 부적절한 차폐
- 정류 중인 선원(금고, 환자 몸속, 이송관 내)
- 엉뚱한 환자의 치료
- 처방 오류 또는 노출오류로 인한 선량 또는 동일 환자에게 중복 치료

(78) 방사선종양학자, 의학물리사 및 기술진의 엄격한 QA 프로그램 고수 실패는 부정적 사건 빈도를 용인하지 못할 수준으로 높인다. 보고 기준을 엄격히 준수한다면 사건 목록은 더 길어질 것이다.

7.1. 포장과 운송과 관련된 사건

(79) 선원을 교환하면 폐선원은 제조사로 반송된다. 따라서 모든 선원은 두 번 운송된다. 개입되는 선원의 많은 수(연간 5천개 이상)와 높은 방사능 때문에 매 단계에서 특별한 조심이 필요하다. 매년 1만건의 운송이 이루어진다. 선원들은 운송용기의 차폐된 위치에 적절히 위치되고 시건되어야 하며 운송에 대한 국제 규정이 적용되어야 한다. 규정에 맞지 않음으로 인한 사건이 용기에 우발적 손상을 주거나 운전자, 취급자, 행정관리자 및 일반인에게 불필요한 피폭을 초래한다. 방사선원을 적재한 차량의 절취와 같은 의도적 행위로 인한 사고도 발생할 수 있다. 부록A에 예시적 사례들을 보였다.

7.2. 개인과 일반인의 피폭

(80) 선원교체와 관련된 사건으로 운영에 관련된 사람들이 피폭한 보고들이 있

는데 이송 가이드를 거꾸로 연결한 사례도 포함한다. 지하실 벙커 설계 오류로 윗층 대기실에서 일반인이 피폭한 사례도 있다.

7.3. 운전 중 사건

(81) 사건보고 분석 결과 오투어나 사고와 같은 많은 사건들이 실제 치료기를 운전하는 과정에서 일어난 것으로 나타났다. 일부는 기계적 문제였지만 대부분은 사람의 실수 때문이었다.

7.3.1. 기계적 또는 컴퓨터 사건

(82) 보고된 기계적 사건은 HDR 제어기, 컴퓨터, 선원 케이블, 도관, 그리고 노출지와 연관된다. 다음과 같은 기계적 사건 사례들이 있었다.

- 제어기 전력상실로 선원이 정지하여 치료 중지를 위한 수동 개입 요구 발생
- 치료 중 제어반의 “정지” 단추에 선원 케이블이 반응하지 않음
- 전원상실로 인한 전산화 보안프로그램 손상이 오류 데이터 입력 후 계산 오류 허용
- 선원 케이블의 단절이나 꼬임, 또는 인터록 고장으로 선원이 노출위치에 고착되어 임상 결과를 초래. 불충분하거나 급작한 치료 중지 사례도 있음.
- 질 치료 시도 중 노출지 이탈로 허벅지 피폭 초래. 폐 치료에서 상관없는 다른 폐도 치료
- 끝이 열린 도관 사용 과정에서 피가 선원과 케이블 오염. 이러한 도관을 사용한 것은 폐쇄 시스템만 사용토록 한 권고를 이탈함.

7.3.2. 사람 실수

(83) 인적 실수에는 의료지시, 환자식별, 진단, 치료부위, 처방, 데이터 입력, 도관, 노출지의 오류를 포함한다. 코인두 암 환자에게 입술 거꾸집으로 입술을 치료한 것처럼 바른 환자식별 실패로 엉뚱한 치료가 이루어진 보고들이 있다.

(84) 환자식별은 옳았으나 처방된 치료를 엉뚱한 부위에 한 사건들도 있다. 예를 들면 자궁암 환자가 옳은 노출지로 치료를 받았으나 끝으로부터 기본거리 단위를 cm 대신 mm로 입력하여 음순에 조사가 이루어졌다. 비슷하게 식도암 환자가 기본자료 입력 오류로 도관이 위까지 들어가 위가 피폭한 사례도 있다. 유사한 결과를 초래할 수 있는 다른 실수는 관의 총 길이 입력오류이다. 150 cm 관으로 기관지 치료가 예정된 환자에게 120 cm 관이 사용됨으로써 불이 피폭했다. 이러

한 사건을 최소화하는 데 도움이 될 권고는 환자 몸 밖의 모든 관은 환자 피부로부터 가능한 한 멀리하는 것이다. 위 사례에서는 관이 환자 볼과 나란히 있었다. 관이 볼로부터 떨어져 있었다면 환자가 그러한 선량을 받지는 않았을 것이다. 매 치료에 앞서 프로그램된 치료 길이에 표지된 자체제작 시험선을 수동으로 삽입해 보는 것이 이러한 실수를 예방하는 권장할만한 방법이다.

(85) 인력 변화로 환자가 두 배의 선량을 받은 보고도 있는데 첫 그룹이 환자 치료를 완료했는데 다음 교대조가 다시 치료한 것이다. 교체한 선원에 대해 즉시 교정하지 않아 교체된 355 GBq 선원이 아니라 161 GBq 선원에 대한 체류시간을 적용하여 과선량을 받기도 했다.

(86) 보고된 사례들에서 많은 과오가 분할 치료에서 있었다. 여기서는 실수가 치명적인 경우는 거의 없고 후속 분할의 하나를 생략하거나 분할 당 선량을 조절함으로써 보상할 수 있었다.

(87) 체류시간 프로그래밍에서 데이터를 역으로 입력하거나 스텝을 잘못 프로그램(예를 들어 5 mm 스텝 대신 10 mm 스텝) 함으로써 발생한 실수들도 보고되어 있다. 이들 경우에도 선량을 조정해야 했다. 그런 스텝 크기로 인한 실수를 방지하기 위해 한 병원에서는 특정 스텝크기(예: 5 mm)로 고정하여 사용하기를 권고한다. 환자 불편을 이유로 선량과 선량분포의 불일치를 해소하지 않은 채 치료를 수행한 경우들도 보고되어 있다.

(88) HDR 근접치료 실시와 관련하여 보고된 사망은 한 건 뿐이다. 환자는 항문 직장암 암으로 원격치료를 받았다. 간질 이식을 위해 항문직장관 부위에 경희음법으로 연질관을 삽입했다. 선원 이송문제로 계획된 치료의 하나가 취소되었다. 환자는 개인병원으로 돌아갔고 다시 오지 않았다. 4일 후 환자로부터 나온 연질관을 쓰레기통에 버렸다. 선원 하나가 분실된 것을 발견하고 그 환자와 쓰레기소각장까지 추적이 이루어졌다. 이 사건은 제8장에서 최악사례로서 보충 설명되지만 특성상으로 이 사건은 기기, 사람, 조직의 실수를 보여주는 예로 볼 수 있다. 이송선과 선원의 용접결함이 초기 돌발사건이었다. 다음으로 의료진이 선원이 안전금고로 회수되지 않았음을 알리는 기기와 치료실 방사선감시기를 무시했고, 치료 후 잔류 방사선을 발견한 외부 감시기도 무시했다. 이 외부 감시기는 이전에 오작동한 적이 있었으나 수리하거나 교체하지 않았다. 의료진은 치료 후 환자가 방사선을 내는지 확인하지 않았다.

제8장 보고된 사건 사례

(89) 사건이나 사고가 충실히 보고되지 않는 것으로 추정됨에도 500 건 이상의 HDR 사건이 보고된 바 있다. 예시를 위해 몇몇 사건을 설명한다. 가장 빈번한 원인은 사람 실수이다. 하드웨어 고장이나 소프트웨어 오류와 함께 부품결함, 보수, 운송과 취급 과정의 문제, 건물의 문제도 보고되고 있다. 아래 주어진 보고는 불완전할 수 있지만 공식 국가 사고보고에서 거의 그대로 가져온 정보이다.

8.1. 최악 사례

(90) 한 지역 치료센터에서 항문직장암에 대해 간질 HDR 치료를 수행했다. 치료 도관 중 하나에 선원을 넣을 수 없어 치료가 일찍 종료되었다. 환자는 원래 개인 병원으로 회송되었고 5일 후 사망했다. 선원을 내장한 도관이 환자 사망 전일 환자로부터 빠져나왔는데 이를 유해물 쓰레기통에 버렸다. 5일 후 상용 의료폐기물 처분회사가 쓰레기를 수거하여 소각로시설로 보냈는데 여기서 방사선이 검출되어 전체 쓰레기가 처분회사로 반송되었다. 처분회사가 쓰레기를 수색하여 그 개인병원에서 방사성물질이 유입되었음을 치료센터로 통보했다. 치료센터는 선원을 회수하고 분실을 보고했다. 사건 조사가 뒤따랐다.

8.2. 운송 및 포장물

8.2.1. 선원이 시건 없이 운송용기 외부에 있는 사례

(91) 병원이 ^{192}Ir 185 GBq을 내장한 GammaMed 선원교체기와 관련한 운송사건을 보고했다. 포장물 상부 표면의 좁은 부위에서 방사선준위가 3.8 mSv/h였고 이 표면으로부터 1 m 거리에서는 $30 \mu\text{Sv/h}$ 였다. 선원을 차폐된 위치로 이동시켰고 선량률이 정상수준으로 감소했다. ^{192}Ir HDR 후장전기를 운송하기 위한 GammaMed 선원교체기는 사용자 시설에서 운송을 준비했다. 포장물은 1997년 3월 14일 발송했다. 운송 전 포장물을 측정한 결과 1 m에서 $1.8 \times 10^{-8} \text{ C kg}^{-1} \text{ h}^{-1}$ (<역주>0.07 mR/h), 포장 표면에서는 $5.3 \times 10^{-7} \text{ C kg}^{-1} \text{ h}^{-1}$ (<역주>2 mR/h)이 하였다.

8.2.2. 금고에 정치되지 않고 반환된 선원: 측정 실패

(92) Omnitron사가 대한민국으로부터 HDR 후장전기를 위한 ^{192}Ir 감손선원을 내장한 포장물을 수령했다. 두 개의 포장물 중 한 포장물에서 방사선 준위가 미국 운수성 규정에 명시된 허용기준을 크게 상회했다. 각 포장물은 방사능이 약 16650 MBq이고 강선형 ^{192}Ir 선원을 내장하고 있었다. 포장물 표면에서 방사선 준위는 37 mSv/h였고 측면으로 1 m 거리에서는 1.4 mSv/h였다. 선원이 금고 속에 있지 않거나 완전히 차폐된 위치에 않은 것이다. 이것은 발송지에서 잘못 설치하고 바르게 측정하지 않았음을 의미한다. 포장이 손상된 지시는 없었고 운송 과정에서 선원 위치 변경을 의심할 사유도 없었다. 조사결과 적어도 32명이 포장물로부터 추가 방사선을 피폭했을 것으로 나타났다. Alliance사 운전원이 최대 5.82 mSv의 선량을, American Crating사 한 직원은 몇 시간 동안 최대 46.13 mSv를, 한 Federal Express 운전원은 0.84 mSv를 받은 것으로 평가되었다. 약 24명의 일반인이 권고된 연간 한도인 1 mSv 가까이 피폭했다.

8.2.3. 운송로에서 손상

(93) HDR 치료기 운송물 운송 중 콘베이어에서 떨어져 덧포장이 손상된 사건을 한 회사가 보고했다. 이 기기는 미국에서 네덜란드로 운송 중이었다. 회사는 새로운 덧포장을 보내 운송을 계속했다.

8.3. 직원과 일반인 피폭

8.3.1. 부적절한 지하실 차폐

(94) 병원의 HDR 후장전시설을 검사하는 과정에서 검사원이 관리구역 밖에서 선량률이 기준인 $20\mu\text{Sv/h}$ 를 초과하여 시설의 차폐가 부적절한 것으로 결론지었다. Nucletron HDR 치료기의 218 GBq ^{192}Ir 선원을 노출한 때 시설 상층 일반 대기실 바닥에서 선량률이 $260\mu\text{Sv/h}$ 까지 나타났다. 이것은 하청업자가 시설 천장 배기구에 차폐를 설치하지 않았기 때문이었다. 사용자는 시설의 최초 가동에 앞서 차폐가 누락되었음을 확인하지 못했다. 시설 사용기록을 검토한 결과 관리구역 외부 지역에서 최대 가능 선량은 약 $470\mu\text{Sv/h}$ 인 것으로 나타났다. 2000년 4월 의학물리사가 천장 배기구에 임시 차폐를 설치하였다고 병원이 보고했다. 2000년 4월 10일 원래 하청업자를 불러 누락된 차폐를 영구 설치하도록 했다. 차폐 설치 후 측정된 결과는 관리구역 외부에서 $20\mu\text{Sv/h}$ 를 넘지 않았다.

8.3.2. 운송용기와 HDR 금고의 오접속

(95) GammaMed III HDR 치료기에 분기별 선원교체를 수행하던 방사선기사가 손에 과피폭한 것을 병원이 보고했다. 기사는 315 Bq ^{192}Ir 선원을 차폐금고에서 Isotopen Technik사의 GammaMed III 자동 HDR 후장전기로 옮기고 있었는데 무의식중에 이송 안내관을 거꾸로 연결했다. 기사는 선원을 되돌리기 위해 짧은 시간(0.25초) 동안 안내관을 잡아 과피폭을 받았다. 과피폭의 근본원인은 기사가 이 업무를 위해 수립된 절차 순서를 따르지 않은 것이다. 기사는 전신에 1 mSv와 왼손 엄지와 검지에 21 mSv, 왼손 검지 끝에 419 mSv를 받았다.

8.4. 기계적 사건

8.4.1. 구동장치로부터 선원 케이블 분리

(96) 캐나다 온타리오 Kanata에 있는 MDS Nordion사가 모든 GammaMed 모델 12i와 12it HDR 후장전기 사용자에게 그 GammaMed 근접치료기에 결함이 있음을 알렸다. MDS Nordion사는 GammaMed HDR 후장전기와 관련된 4건의 사건 보고를 접수했는데 선원 케이블이 구동장치로부터 분리되는 것이었다. 이들 사건 모두에서 선원이 노출 위치에 남아있어서 선원을 차폐위치로 회수하기 위해 개입이 필요했다. 조사 결과 MDS Nordion사는 선원 제작자가 이들 선원을 생산할 때 사용한 특정 배치batch의 케이블에 그 원인이 있는 것으로 결론을 내렸다. 선원이 차폐위치로 회수될 때 휘어지는 현상에 대해 선원 케이블이 충분히 강하지 않아 구동휠 집합체로부터 이탈하여 선원이 노출된 위치에 남도록 했다. 선원은 미국과 캐나다에만 설치되었었다. 37대의 GammaMed 모델 12i 구매자가 1999년 4월부터 선원 구동시스템에 영향을 미칠 수 있는 잠재적 결함이 있는 선원 케이블을 교체했다. 1999년 8월 12일 모든 해당 구매자에게 잠재적 결함에 대해 전화로 알렸다. MDS Nordion사는 선원강선 집합체를 교체하기 전에는 이들 후장전기를 사용하지 말 것을 권고했다. MDS Nordion사는 신속히 교체를 수행하기 위해 선원집합체 생산자와 같이 노력했다.

8.4.2. 선원고착(이유 불명)

(97) HDR 후장전기 선원이 모의체를 이용한 시각 스텝지시 시험 중 선원이 펼친 위치에 고착되었다고 병원이 보고했다. 166.5 GBq ^{192}Ir 선원을 내장한 GammaMed 모델 12i(일련번호 709)는 방사선종향학과 4 MeV 지하실(병커)에 위치하고 있었다. 세 사람의 직원이 선원을 수동으로 감아 집어넣기 위해 각각 1.5분 정도씩 지하실에 들어갔다. 방사선취급감독자는 2 mSv/h인 방사선장에서

짧은 노출시간으로 개인 당 약 0.05~0.1 mSv 선량을 초래한 것으로 평가했다. 개인 필름배지를 처리한 결과로 이 평가를 확인했다. 서비스 회사가 선원을 제자리로 돌리기 위해 기사를 파견했다. 이 장치는 1999년 8월 9일 선원을 교체할 계획이었으나 8월 6일에 완료했다. MDS Nordion사가 선원강선 집합체를 교체하기 전에는 이 후장전기를 사용하지 말도록 권고하는 공보를 낸 바 있다.

8.4.3. 이송 케이블 직경 미달

(98) GammaMed 후장전기의 ^{192}Ir 선원이 차폐위치로 회수되지 않았는데 이 문제가 분명히 최근 받은 새 선원강선 때문인 것으로 병원에서 보고했다. 병원은 선원강선을 기기공급자가 아니라 제작사로부터 직접 구입하기로 결정했다. 병원이 1.19 mm 직경보다 0.0762 mm가 작은 강선을 받았지만 사양에는 부합했다. 병원은 강선 직경의 차이가 강선이 선원을 인출하고 회수하는 두 바퀴를 이탈하도록 만든 것으로 믿었다. 제작사는 선원강선 집합체를 교체하기 전에는 이 후장전기를 사용하지 말도록 권고했다.

8.4.4. 치료계획 소프트웨어 오류 및 사람 실수

(99) Nucletron사가 공급한 치료계획시스템(TCS 버전 1.20 보완판) 문제로 인한 의료 오투여 사건을 병원이 보고했다. 환자는 질 암 치료를 위해 EBRT로 4500 cGy(rad), ^{192}Ir 밀봉선원 37.0 GBq을 내장한 HDR 후장전기(Nucletron MicroSelectron HDR, V2)로 1000 cGy를 처방받았다. 그러나 치료계획 소프트웨어 문제로 환자는 치료부위 밖의 위치에 약 2.4 Gy를 또 받았다. 환자는 바른 치료위치에 EBRT로 처방된 45 Gy와 원격 HDR 후장전기로 처방된 10 Gy 중 9.6 Gy를 받았다. 병원은 나머지 0.4 Gy는 부여하지 않기로 했다. 치료계획시스템 오류는 치료인자에서 예상치 않은 스텝 크기를 발생시켰다. 환자와 주치의는 오투여에 대해 보고를 받았다. 병원은 소프트웨어 공급자에게 이상을 신고했고 스텝 크기를 포함하는 치료에 앞서 점검을 하도록 절차를 개정했다. 수동으로 치료 데이터를 입력하는 모든 사람에게 이 결함에 대해 주의하도록 알리고 치료전 보고서를 인쇄하기 전에 입력결과를 육안으로 확인하도록 지시했다. 이 오투여를 초래한 사건과정은 이 환자의 치료계획을 Nucletron 치료계획시스템으로부터 Nucletron MicroSelectron HDR 치료시스템으로 전자적으로 옮기는 데 어려움을 만난 데서 시작되었다. 이 환자의 치료계획을 전자적으로 치료기 시스템으로 이송하는 시도에 몇 번 실패한 후 담당자는 치료계획을 수동으로 치료시스템 제어 스테이션에서 입력하기로 결정했다. 이 일은 별다른 어려움 없이 수행되었다. 선원 체류시간을 편집하기 위해 수동 입력 중 데이터 입력란 변경을 완료할 때

사용하는 키를 친 것이 선원 스텝 크기를 2.5 mm에서 10 mm로 변경시켰다. 병원은 이 변화를 알지 못했고 환자가 다른 스텝 크기로 치료를 받았다. 병원은 이러한 비의도적, 불식 중 스텝 크기 변경을 소프트웨어 문제 탓으로 돌렸다. 그러나 병원이 완성된 최종 치료계획을 적절히 검토했다면 이 오투여는 예방할 수 있었던 것이다. 이 오투여에 대한 예비 조사정보를 검토한 결과 이 사건에 기여한 두 가지 소프트웨어 문제가 있었다. 하나는 Nucletron Plato 치료계획시스템에 다른 하나는 MicroSelectron HDR 치료 제어스테이션에 있었다. MicorSelctron HDR 치료시스템의 문제는 무관한 변수를 편집하는 과정에서 비의도적, 미인지 스텝 크기의 변경이 일어날 수 있는 것이었다. 서비스 기사가 이송문제 원인을 조사하여 이송할 수 있는 환자와 노출지 지점을 결합한 최대 수에 한계가 있는데 이점이 문서화되지 않았음을 발견했다. 병원은 시정조치로서 (1) 데이터 입력 후 치료 컴퓨터시스템 스텝 크기 점검을 포함하도록 치료전 절차를 개정하고 (2) 근접치료 품질관리 프로그램을 개정하였다.

8.4.5. 노출지 내 꼬임(바늘)

(100) 병원이 처방된 값보다 높은 선량 오투여를 보고했다. 간질 치료를 마친 후 선원 강선이 차폐된 저장위치로 회수되지 않았다. 의료진이 환자로부터 선원강선을 내장한 바늘을 제거하기 위해 적절한 비상절차를 취했다. 일단 선원이 환자 몸 밖으로 나오자 Omnitron은 선원을 차폐위치로 회수했다. 이 사건의 결과로 한 치료위치에서 선량은 처방선량이 10 Gy임에 비해 17.3 Gy(73.2% 과선량)이었고, 다른 한 위치에서는 처방선량이 10 Gy임에 비해 약 14 Gy(40% 과선량)를 받았다.

(101) 병원은 회수 실패가 선원이 지나는 Omnitron 바늘 내에서 꼬인 것이 원인으로 믿었다. Omnitron 바늘은 생검바늘을 통해 환자 몸에 삽입되었다. 환자가 갑자기 움직이면 Omnitron 바늘과 생검바늘 중간에 꼬임이 생길 수 있고 그것이 선원 회수를 방해한다. 생검바늘과 Omnitron 바늘이 인출되었을 때는 Omnitron 내 꼬임에 압력이 이완되어 선원이 저장위치로 회수될 수 있었다. 이 오투여로 환자에게 부작용이 보고된 것은 없다.

8.4.6. 회수계통 고장

(102) 원격 후장진 근접치료 선원이 치료 후 회수되지 않았다. 기사를 불러 감개(릴)와 압력 조절기 문제를 시정하였다. 문제된 감개는 교체하였다.

8.4.7. HDR기기와 제어반 사이의 단선

(103) 병원이 Nucletron MicroSelectron 근접치료기의 잠재적 결함을 보고했다. 환자를 치료하는 중에 기사가 제어반이 올라있는 탁자와 부딪치자 기기가 오작동을 일으켰다. 제어기가 일시적으로 원격 후장전기와 소통에 실패했다. 선원이 즉시 차폐위치로 회수되어 치료가 중단되었다. 그러나 치료 기록을 검토할 때 선원 체류시간이 출력되지 않았다. 의학물리사가 제어반을 감시하고 있었기에 체류시간을 다른 방법으로 결정할 수 있었다.

8.4.8. 광학 인터록

(104) 병원이 Nucletron-Odeft사의 MicroSelectron HDR기 치료두부 결함을 보고했다. 미국 원자력규제위원회(NRC) I권역 검사 과정에서 검사원이 미국 연방규정 10CFR21에 따라 보고서를 제출하도록 요구했다. 결함은 치료기 두부에서 노출지가 연결되지 않았을 때 점검선원이나 HDR 선원이 구동되어 광학 인터록을 지나는 것을 방지하는 장치에 있었다. 사건은 기기를 예열하는 동안 일어났다. 환자나 의료진의 상해는 없었다. Nucletron사에 서비스를 요청했고 그날 낮게 서비스 기사가 도착했다. 그러나 문제를 재현할 수 없었고 이후 재발된 적도 없다.

8.4.9. 선원 이동로 끝 개방

(105) 병원이 Nucletron HDR기(모델 V2)로 치료하던 중 선원이 회수되자 선원 노출 머리에 피와 체액이 관찰되었다. 환자에 대해 추가 조사 결과 승인된 밀폐형 도관 대신 개구형 도관이 사용된 것을 발견했다. 이 결과 체액이 Nucletron 치료기 머리 쪽을 채우게 되었다. 오염된 기기는 네덜란드 Nucletron사고 반송해야 했다. 이 보고서가 작성될 때는 사건에 대한 조사가 진행 중이었다.

8.5. 사람 실수

8.5.1. 엉뚱한 환자: 식별문제

(106) 병원이 엉뚱한 부위에 선량을 부여한 근접치료 오투어를 보고했다. 환자는 코에 근접치료를 받을 예정이었는데 다른 환자 치료정보로 컴퓨터 제어 후장전기를 설정하여 치료했다. 의학물리사가 기록봉투가 그 환자 것으로 간주하고 환자 신분을 확인하지 않았다. 환자는 코가 아닌 입술에 73 cGy를 받았다. 병원은 이후로는 HDR 기기 사용자는 훈련에 예외가 없을 것이라고 말했다.

(107) NRC는 모든 환자는 치료에 앞서 식별절차를 거치도록 요구하고 있다. 환자식별은 말, 팔찌, 사진, 생일 등에서 적어도 두 가지 방법으로 수행할 것을 권고한다.

8.5.2. 체류위치의 역순 입력

(108) 병원이 자궁경부 암 HDR 근접치료 환자에게 의도하지 않은 부위에 선량을 부여한 의료사건을 보고했다. 치료는 GammaMed HDR(모델 12i), 탠덤 및 계란형 노출지를 사용하여 수행되었다. 치료 당일 늦게 환자의 치료계획을 검토하는 과정에서 과오를 발견했다. 그러나 다음날 사건에 대한 추가 검토시까지의 보고대상 의료사건이라고 병원은 생각하지 않았다. 병원은 조사에 착수하여 치료계획에서 치료위치를 역순으로 입력하여 환자 내 잘못된 위치에 선원이 체류한 것을 확인했다. 방사선종양학과와 의학물리사 모두 이 오류를 잡지 못했다. 그 결과 치료계획시스템이 매 선원 정지 위치마다 치료시간을 잘못 계산하고 최적화했는데, 여기서 계산된 치료시간과 체류위치(x,y,z 좌표) 사이의 상관관계가 환자 내 실제 노출지 설정과 부합하지 않았다. 중심 탠덤에 대해 치료위치가 2 cm 어긋나는 과오도 있었다. 병원측은 치료체적이 처방된 체적에 비해 두께와 폭 각 2 mm, 길이 12 mm가 차이가 있음을 발견했다. 그 결과 환자는 처방부위에 처방 선량 5.0 Gy 대신 8.0 Gy를 받았다. 사건의 원인은 필름 데이터를 디지털화 과정에서 운전원의 실수였다. 나아가 수립되어 있던 2차 점검 절차가 오류를 잡기에 불충분했다. 보조 원인으로 치료계획시스템의 소프트웨어가 혼동되고 견고하지 않은 점도 있었다. 병원의 시정조치로는 (1) 방사선종양학과와 의학물리사에 대한 장래의 모든 훈련에서 이 과오에 대해 논의하도록 연례 재훈련 개요를 수정하고, (2) 과오를 겨냥 물리사의 2차 점검 절차를 보완하고, (3) 과오를 겨냥 의사의 점검 절차를 보완하는 것을 포함한다.

8.5.3. 체류위치 시작에서 기본 위치의 부적절

(109) 환자가 HDR 후장전 치료기로 식도암을 치료하는 과정에서 첫 두 치료에서 의도하지 않은 식도부위가 선량을 받은 의료 오류를 병원이 보고했다. Isotope-Technik사 GammaMed(모델 Iii) 후장전기의 0.37 TBq ¹⁹²Ir 선원이 바르게 프로그램되지 않았다. 즉, 60 mm 건너뛰기가 치료기로 입력되지 않아 의도한 위치보다 60 mm를 더 들어가 치료기가 치료를 시작했다. 그 결과 식도의 60 mm 길이가 의도하지 않은 5.0 Gy의 선량을 받았고 원래 의도했던 식도 중간 10 cm 중 아래 4 cm만 계획된 HDR 선량 5.0 Gy를 받았다. 1999년 12월 24일 전화로 환자와 주치의에게 사건을 보고했다. 병원은 이차 치료에서 부족선량을

보충하려 했다. NRC는 의료 전문가를 통해 오투어의 의학적 영향을 검토하게 했다. 오투어의 근본원인은 HDR 치료기를 운전하는 직원들이 유효하게 훈련받고 운전변수와 설정에 충분한 지식을 갖도록 하지 못한 것이었다. 사건의 보조원인으로 프로그램된 HDR 변수를 승인된 HDR 계획과 치료 기록에 대비하여 검증하지 않게 되어 있는 병원 정책도 있었다. 재발방지를 위해 병원은 (1) HDR 안전점검 지시서를 개정하여 건너뛰기 치료를 포함하도록 했고 (2) 월간 HDR QA 시험 지시서를 개정하여 건너뛰기 치료를 위해 필요한 가성 프로그램을 포함하도록 했으며 (3) 건너뛰기 치료를 HDR 기기 입력에 관한 지시서 규약을 발행하고 (4) HDR 계획과 치료 기록 내용을 개정하고 (5) 양방향 환자식별 지시서를 보완하고 (6) 품질경영 프로그램을 개정하여 치료전 정보를 제어반과 치료기록의 정보가 일치함을 검증하는 데 사용할 것을 포함했다.

8.5.4. 도관 내 꼬임

(110) 잘못된 위치에 근접치료 오투어를 병원이 보고했다. 심한 힘이 HDR 선원을 도관에 박히게 하여 기관지 대신 기관의 일부가 높은 선량을 받았다.

8.5.5. 체류위치 오류

(111) 병원이 근접치료 의료 오투어를 보고했다. 질에 압이 있는 환자에 대해 ^{192}Ir 선원을 사용하는 HDR 원격 후장전기로 치료를 처방했다. 치료계획시스템이 치료부위에 7개의 선원 또는 체류위치를 명시했다. 첫 치료에 앞서 모든 치료변수를 입력했는데 한 변수가 옳지 않았다. 치료계획은 스텝 길이로 2.5 mm를 요구했지만 5 mm를 입력했다. 스텝 길이가 길게 변경되자 치료체적의 길이도 같이 늘어났다. 따라서 선량은 처방선량보다 낮았다. 첫 체류위치는 실제로 치료부위 밖 원통 내에 있게 되었다. 선원이 환자 회음부로부터 2.5 cm(1인치) 정도에 있었기 때문에 환자가 허벅지 피부에 최대 약 5 Gy를 받게 되었다. 병원측이나 NRC 전문가 모두 환자에게 악영향을 예상하지는 않았다. 병원은 분할에 대해 치료계획을 다시 돌려 처방선량 $5\text{Gy}\pm 5\%$ 로 치료했다. 병원은 치료변수를 옮기는 절차가 부적절하여 오투어를 초래한 것으로 판단했다. 의학물리사가 모든 치료변수의 정확성을 워크시트 위에서 검증했으나 워크시트가 스텝 길이를 포함하고 있지 않았다. 의학물리사가 제어반에서 이전 치료에 일상적으로 사용하던 스텝 길이를 무의식적으로 입력했다. 오류는 치료가 종료된 후 선량계측사가 치료 테이프에 있는 복사본을 검사할 때 발견되었다.

8.5.6. 틀린 도관

(112) 병원이 잘못된 치료부위에 치료 오투여를 보고했다. 환자는 0.13 TBq ^{192}Ir 선원을 내장한 HDR 후장전기로 치료받고 있었다. 사건 당일 환자 자궁에 도관 하나를 설치하고 다른 의료절차를 위해 둘째 도관을 방광에 설치했다. 치료를 위한 시험가동 동안 의사가 필름을 검토했다고 하며 HDR 도관이 잘 설치된 것을 확인했다. 치료가 시작되었는데 HDR 선원이 방광 도관에 있는 것을 발견했다. 결국 엉뚱한 부위인 방광이 선량을 받았다. 이 치료는 총 30 Gy를 부여할 복수 치료의 한 분할이었다. 환자는 같은 날 바른 부위에 다시 치료를 받았다. 병원은 환자와 의사에게 오투여를 알렸다고 한다.

8.5.7. 잘못된 도관 길이

(113) 근접치료기에 틀린 도관을 사용하여 환자가 우측 볼에 0.9~1.3 Gy의 처방되지 않은 선량을 받았다. 환자에게 170 GBq ^{192}Ir 선원을 사용하는 Omnitron HDR 치료기로 기관지에 120 Gy(치료 당 6 Gy)의 2부 방사선치료를 처방했다. 선원은 150.25 cm 길이 도관으로 설치될 예정이었는데 대신 125.25 cm 도관이 사용되었다. 환자의 우측 눈도 0.35~0.45 Gy를 받았다. 의사는 환자에게 오투여를 알렸다. 이 사건은 사람의 실수에 의한 것이다. 잘못된 도관 길이를 HDR 컴퓨터 치료계획 소프트웨어에 입력했다. 재발 방지를 위해 병원은 자체 점검목록에 HDR 컴퓨터 치료 소프트웨어에 바른 도관길이를 입력했는지 검증하도록 추가했다.

8.5.8. 틀린 오리피스

(114) 엉뚱한 부위에 선량을 부여한 근접치료 오투여를 병원이 보고했다. HDR 치료를 준비하기 위해 후장전기 노출지를 삽입하는 과정에서 실수가 있었다. 환자가 불편하여 움직이는 바람에 노출지가 질이 아니라 직장으로 삽입되었다. 그 결과 질의 선량은 처방된 값의 절반 수준이었다. 오투여는 치료 종료시 발견되었다.

8.5.9. 틀린 이송관

(115) 총 22회 치료를 받은 8명의 환자가 치료하도록 처방되지 않은 신체 부위에 선량을 받았다고 보고했다. 모든 환자가 EBRT를 받은 후 후속boost치료로 300 GBq ^{192}Ir 밀봉선원을 갖춘 Nucletron MicroSelctron HDR 후장전 근접치료기로 부인과 치료를 받고 있었다. 오투여는 1 m 길이의 산부인과 용 이송관-노출지 결합 대신에 1.5 m 길이 것을 사용하여 초래되었다. 8명 중 7명은 하나

의 이송관으로 치료했는데 치료 당 평균 선량은 36 Gy였다. 선량은 의도한 부위로부터 약 50 cm 위치, 환자 몸 밖 약 30~34 cm인 무릎 부근에 부여되었다. 다른 한 명은 치료 당 하나의 이송관과 4 개의 도관을 사용하여 치료를 받았다. 질강 치료에 사용한 이송관이 4회의 간질 치료에 사용한 도관보다 길었기 때문에 환자 편의를 위해 무릎 근처에 이송관 따리를 만들었다. 이 환자는 무릎 근처에 계산된 선량으로 40~60 Gy를 받아 피부 홍반이 생겼다.

8.5.10. 재교정 미실시

(116) 병원이 처방선량보다 높은 근접치료 오투어를 보고했다. HDR 치료기의 ^{192}Ir 선원을 161 GBq로부터 355 GBq로 교체했는데 재교정을 수행하기 전에 치료를 해 과선량을 초래했다. 치료는 12 Gy 선량을 2회 분할하여 6 Gy씩 부여하도록 했다. 결과적으로 12.1 Gy가 한 번에 부여되었다. 검사관이 방문하여 철저한 검사를 수행할 예정이다. 재발방지를 위해 병원은 HDR 치료기 선원을 교체하는 시점에서 제어반에서 새 방사능을 입력하도록 하고 치료기에 경고 표지를 하도록 했다. 환자에게는 첫 치료에서 의사가 의도한 선량의 2배가 투여되어 둘째 치료를 하지 않을 것이라고 말했다. 나아가 영향을 평가하기 위해 내시경 검사를 고려할 수 있다. 의사는 악영향이 없을 것으로 기대한다.

8.5.11. 노출지 이탈

(117) 병원의 자문 의학물리사가 NRC에 HDR 원격 후장전기에 의한 오투어를 알렸다. 병원과 추가 논의 결과 1996년 3월 ^{192}Ir 선원을 내장한 HDR 후장전기로 환자의 질 치료를 15 Gy(분할 당 5 Gy) 계획으로 시작했다. 1996년 3월 12일 셋 째 분할 투여과정에서 Ir 선원이 든 질 노출지가 치료부위에서 이탈하여 환자의 허벅지 안쪽이 피폭했다고 병원이 보고했다. 이후 환자가 병원에 전화로 허벅지 안쪽에 피부가 붉어지고 가렵다고 불평했다고 보고했다. 처방 의사가 환자를 진단했고 병원은 환자 허벅지 안쪽 선원이 이탈했던 부위에 약 4.4 Gy가 부여된 것으로 평가했다.

제9장 권고

9.1. 일반 권고

- 서면 상세 QA 프로그램이 필요하다.
- QA절차를 준수하는 것이 빈도와 심각도 측면 모두에서 과오 발생 최소화에 기여할 것이다.
- 규정에서 반드시 요구하지 않더라도 병원에는 방사선안전위원회(또는 QA위원회)를 두어 규제 및 보건 당국과 관계를 유지할 필요가 있다.
- 보수유지는 QA의 불가분한 요소이다.
- 절차에 대한 외부감사는 모범적이고 안전한 관행을 강화하고 과오의 잠재원인을 발견한다.
- 처방에서부터 최종 치료실시까지 모든 유의한 단계마다 제2 책임자가 점검하고 확인해야 한다. 바른 환자가 바른 부위에 바른 선량을 받음을 보장하는 것이 목표이다.
- 매 사례에 대한 동료검토가 품질을 높인다.
- 모든 사건, 사고는 해당 당국에서 요구하는 바에 따라 보고되어야 한다.

9.2. 구체적 권고

- 치료기 도입 전에 HDR 근접치료에 경험이 많은 병원에서 훈련을 완료해야 하며 훈련에는 사용할 구체적 기술이 포함되어야 한다.
- 훈련은 방사선종양학자, 의학물리사, 기사 및 간호원까지 포함하여 팀 접근을 보장하도록 이루어져야 한다.
- 훈련과 기술의 도입은 복잡한 활동을 시도하기 전에 간단한 기술부터 순차적으로 이루어져야 한다(예: 다평면 연성 이식은 출발하는 방법이 아니다). 고정기 하형 노출지는 과오 우려가 작다.
- 운송규정을 준수해야 한다. 현장에서는 용기 손상여부를 검사해야 한다. 낡은 선원의 제거, 운송용기로 이동, 그리고 금고에 새 선원의 설치하는 공장훈련 및 인가된 운전원에 의해서 수행되어야 한다.
- 새 선원은 교정된 전리함으로 측정하여 생산자가 보고한 방사능을 검증해야 하며 그 결과는 소프트웨어에 즉시 입력되어야 한다. 이때 완전한 취역 절차(물

리 및 기계 QA 점검)를 거치는 것이 바람직하다.

- 모든 부여시스템(도관, 바늘 및 세관)은 폐쇄계통이어야 한다.
- 이송관과 노출지의 총 길이가 프로그램된 길이와 같음을 보장하기 위해 매 치료에 앞서 프로그램된 치료길이에 명확히 표지한 시험강선(체크 케이블)의 수동 삽입을 권고한다. 수동 점검 케이블은 도관이나 이송관에 꼬임이나 장애물이 있는지를 확인하는 데도 도움이 된다.
- 잘못된 스텝 크기 사용 오류를 방지하기 위해 한 병원에서는 스텝 크기를 일정하게(예: 5 mm) 유지하는 것을 권고한다.
- 환자 몸 밖의 모든 관은 환자 피부로부터 최대한 멀리 유지하는 것이 의도하지 않은 선량을 줄이는 데 도움이 된다.
- 모든 요건을 갖춘 전용 근접치료실이 매우 바람직하다. 치료실의 차폐가 적절함을 보장하는 것도 중요하다.
- 노출지 위치는 치료에 앞서 검증되어야 한다. 이 때문에 C형팔 X선장치가 HDR실의 불가분한 장비로 간주된다.
- 소위 ‘거짓경보(false alarm)’와 인터록 고장은 철저히 조사하여 필요한 조치를 취해야 한다. 이렇게 하지 않으면 의료진이 참 경보도 무시하게 만든다.
- 치료 후 휴대형 측정기로 환자를 측정하는 것이 필요하다.
- 비상계획을 준비하고 운영 개시와 함께 훈련해야 한다. 비상절차 목록(의료 및 방사선)을 방 안 눈에 잘 띄는 곳에 게시해야 한다. 모든 필요한 비상물품은 항상 가용해야 한다. 모든 요원에 대해 훈련을 주기적으로 실시하되 특히 팀에 신규 직원이 참여할 때에도 실시한다.
- 비상절차 수행 책임이 있는 사람은 전 치료기간 동안 치료실 주위에 있어야 한다. 이것은 일부 국가에서는 의사와 의학물리사 모두에 대한 요건이다.
- 방사선 테러를 위한 무기(‘방사능폭탄’)에 사용하기 위해 HDR 선원을 절취할 가능성에 유념해야 한다. HDR 치료기나 선원은 항상 보안관리가 되어야 하며 특히 시설이 폐지될 때는 선원이 고물상으로 가거나 고철에 섞여 들지 않도록 각별한 주의를 기울여야 한다.⁷⁾

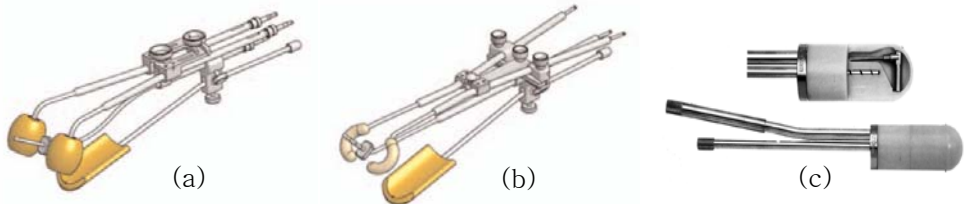
7) <역주> ¹⁹²Ir 선원은 반감기가 짧고 매우 작은 금속편 형태이므로 실제로 방사능 테러에 악용될 우려나 철강오염 우려는 낮다. 이 권고는 노파심이다.

부록 A. 임상지시

A.1. 자궁경부암

(A1) 자궁경부암은 대부분의 개발도상국에서 발생률이 높는데 종종 30/100,000 이상이다. 일부 개발도상국에서는 부인과 근접치료가 모든 근접치료의 100%까지를 차지한다. 해부학적 특성과 치료시간이 짧다는 것이 마취나 온전한 수술실 요구가 없다는 사실과 함께 HDR 치료기가 많은 수의 환자를 치료할 수 있게 한다. 그래서 이 질환 이환율이 높은 개발도상국에서 HDR 시행이 고려된다.

(A2) 흔히 EBRT와 HDR 근접치료가 자궁경부암 치료에 통합되는데 EBRT로 약 2주일(20 Gy) 치료한 다음 HDR 근접치료가 시작된다. 전형적으로 골반 EBRT를 (어떤 병원에서는 정중 블록을 사용하면서) 약 40~50 Gy까지 계속하는 동안 근접치료가 1주일에 1회 시행된다. 미소선원 HDR 근접치료는 좁은 노출지를 사용하고 정맥 안정제 투여 또는 안정제 없이 외래환자 바탕으로 삽입할 수 있다. 골반뼈 확장이 거의 필요 없기 때문에 전신마취 또는 척수마취는 일반적으로 사용되지 않는다. 여러 형태의 부인과용 HDR 노출지(Fletcher, 링 등)가 가용하다.⁸⁾ 사용하는 HDR 선량은 보통 A점에 처방되며 질환의 단계와 EBRT 선량에 따라 다르다. 근접치료와 EBRT의 비는 질환 단계에 달려있는데 개발도상국에서 보통 접하는 더 진전된 단계일수록 EBRT가 높아진다. 선량과 분할에 상당한 변수는 있지만 대부분 병원은 1주 분할에 5~8 Gy로 3 내지 6 분할 계획을 사용하는 데 익숙하다(분할 당 더 많은 선량을 적용한다면 분할 수는 줄어든다). 많은 유효한 분할 계획이 있음을 알지만 조기 및 진전된 단계의 자궁경부암 치료에 미국 근접치료학회(ABS)의 제안이 하나의 지침으로 주어진다(Nag 등 1999a, 2000). 특히 분할 당 고선량(7 Gy 이상)이 적용된다면 방광과 직장에 대한 적절한 포장



<역주>부인과용 노출지의 예. (a)Fletcher Suit Delclos, (b) Split-Ring, (c) Wang.

packing을 보장하도록 주의를 강조하고 있다. 근접치료에서 최적화를 허용하지만 틀린 최적화는 전혀 최적화 하지 않는 것만 못할 수 있다. 따라서 병원이 고정기하 노출지와 경험 많은 곳에서 입증된 분할 방식에 따라 표준 치료계획을 사용하여 시작하기를 제안하고 있다.

(A3) 세계적 검토(복고적 연구 및 전망적 무작위적 임상시험) 분석은 LDR과 HDR 치료가 생존율, 국소제어, 이환상태 측면에서 거의 대등함을 보이고 있다 (Arai 등 1992, Fu와 Phillips 1990, Nag 등 1999a, 2000, Orton 1998, Petereit와 Percy 1999, Sigematsu 등 1983, Teshima 등 1993, Yakabayashi 등 1971).

A.1.1. 자궁내막 암

(A4) 자궁내막 암이 중기이거나 질에 재발할 위험이 높은(고등급, 자궁근육층 심부 침투 또는 진행된 단계) 환자에 대해 자궁절제술 후 보조 치료로서 HDR 근접치료가 일반적으로 시행된다. 나아가 수술이 불가능한 자궁내막 암이나 자궁절제 후 재발한 암의 치료에 근접치료가 사용될 수도 있다.

A.2. 식도암

(A5) 식도암은 카스피해 주변(투르크메니스탄, 카자흐스탄, 우즈베키스탄 및 이란), 아프리카 남부(말라위, 남아프리카, 레소토, 보트와나)의 개발도상국, 중국의 일부 지역, 그리고 몽골리아에 흔하다. 이 경우 대개 진단된 단계이므로 기본적인 치료 결과는 좋지 않다(5년 생존율 = 6%). 따라서 대부분의 경우 치료는 본질적으로 완화조치에 머문다.

(A6) 식도암 치료에 HDR 근접치료가 독립적으로 또는 EBRT와 결합하여 사용되어 왔다(Flores 등 1994, Gaspar 등 1997, Levin 등 1997, Preston 등 1996, Sur 등 1996a,b, 1997, 2002). EBRT와 HDR 근접치료의 결합 순서는 중요하지 않은 것으로 나타난다. 마이크로 HDR 기술이 단선 도관을 사용하므로 상대적으로 쉽다. 삽입은 생검과 외과적 확장 후 안정제와 함께 시행된다. 치료는 특별한 식도용 노출지를 사용하고 경구 또는 코-위 접근으로 행한다. 가능한 직경이 큰 노출지를 사용하는 것이 점막 선량을 최소화하고 깊은 위치에서 선량 분포를 향상시킨다. 조사할 부위는 조영제를 사용한 형광투시로 확인한다. 치료 길이는 종양에 추가하여 2~5 cm 여유를 둔다. 선량은 1 cm 거리에서 처방

되며 분할 당 5~15 Gy 선량으로 1~4 분할을 준다(Preston 등 1996, Sur 등 1996b, 1997). HDR 근접치료는 EBRT 이전이나, 병행하여, 아니면 후에 실시할 수 있다. EBRT 이후에 HDR 근접치료를 하는 장점은 치료로 암종이 작아지면 잔여 암종에 보다 균질한 선량을 부여할 수 있는 것이다. 근접치료를 먼저 주는 이점은 주된 증상인 삼킴곤란을 빨리 완화하는 것이다.

A.3. 두경부암

(A7) 두경부암도 일부 개발도상국(예: 중국의 코인두 암 및 인도의 구강암)에 일상적이다. 선택적 사례에 대해 방사선량을 줄이고 최적화하기 위해 HDR 근접치료를 사용할 수 있다. 그러나 두경부는 분할 당 고선량을 감내하지 못하므로 (Nag 1994) 위 이점은 다수 분할 요구에 의해 상쇄된다.

A.3.1. 코인두 암

(A8) 코인두는 간질 HDR 노출지로 용이하게 접근할 수 있다. Rotterdam에서 40~60 Gy의 EBRT를 보완하기 위해 특수한 두 채널 코인두 노출지를 사용하여 6 분할로 총 18 Gy를 부여하였다.

A.4. 기타 간질 또는 거꾸집 적용

(A9) 제거 가능한 치과 거꾸집에 HDR 근접치료 도관을 사용하여 표층 종양에 매우 재현성이 좋게 반복하여 분할 방식으로 외래환자 기반으로 근접치료를 적용할 수 있다(Jolly와 Nag 1992). 이 방식으로 45~50 Gy EBRT를 보완하기 위해 15~20 Gy 선량을 3~5 분할로 부여하였다.

(A10) EBRT 후 재발한 종양에 대한 구조로서 HDR 근접치료만을 사용한 데이터는 드물다. 분할 당 3 Gy로 50~55 Gy를 사용한 바 있다.

A.5. 폐암

(A11) 현재로서 선진국에서는 아마도 HDR 근접치료 특히 미소선원 HDR 근접치료를 적용하는 가장 일반적인 부위는 폐일 것이다. 개발도상국에서는 그렇지 않는데 이는 아마도 폐암 발생이 상대적으로 낮기 때문이다. 공격적 치료에도 불

구하고 많은 환자에게서 군데군데 실패가 나타난다. EBRT 후 객혈성 기관지내 방해물 재발의 완화나 EBRT와 결합하여 전이 폐암의 완화조치에 HDR 근접치료 사용이 잘 수립되어 있다(Metha 등 1994, Sur 등 1995). 비-소세포 non-small-cell 폐암에 관한 통계에 의하면 표준 EBRT 후 끈덕지거나 국소적 재발이 60%의 환자에게서 일어난다. 기관지내 근접치료는 이러한 환자들의 삶의 질을 상당히 높인다. 문헌 검토 결과 완화율은 65%를 상회한다.

(A12) 하나 또는 두 개의 도관을 연성 기관지내시경의 작업채널을 통해 삽입하여 사용한다. 선량이나 분할은 변동 폭이 넓은데 한 분할에 15 Gy로부터 5분할에 4 Gy까지 걸쳐있다(Sur 등 1995). 미국 근접치료학회는 HDR이 완화조치의 단일 수단으로 사용될 때 1 cm 처방선량 기준으로 7.5 Gy씩 3주 분할, 10 Gy씩 2 분할, 또는 6 Gy씩 4 분할을 제안하고 있다(Metha 1994). 기관지내시경 절차를 줄이는 이점에 비중을 두어야 한다.

A.6. 유방암

(A13) 유방암은 현재 선진국에서 가장 흔한 암인데 초기 단계에서 표준치료는 보존 수술에 이은 방사선치료이다. 방사선치료는 통상 EBRT와 근접치료를 결합하여 투여하는 데 전자빔 치료를 1차부위에 대한 보완으로 사용하기도 한다 (Clarke 등 1004, Hennequinn 등 1999, Kuske 등 1994, 1998, Manning 등 2000, Nag와 Orton 1993, Perera 등 1995,1997, Polgar 등 1999, Romestaing 등 1997, Schmidt-Ullrich 등 1993, Tessier 등 1998).

(A14) 조사 총 시간을 줄이기 위해 유방에 대한 부분 조사가 사용될 수 있는지를 밝히기 위한 목적으로 새로운 연구들(예: MammoSite 노출지를 이용한 근접치료)이 수행되고 있다.

A.7. 전립선암

(A15) 현재로서는 ^{125}I 나 ^{103}Pd 씨알을 영구 이식하는 방식이 전립선 근접치료에 가장 보편적이다. 그러나 여러 병원에서 전립선암 치료에 EBRT의 후속으로 HDR 근접치료를 사용하여 바람직한 결과를 내고 있다(Borghede 등 1997, Dinges 등 1998, Kovacs와 Galalae 1997, Martinez 등 2000,2001, Mate 등 1994,1998, Rodriguez 등 1999, Yoshioka 등 2000). HDR 근접치료의 주요 이

접 중 하나는 여러 체류위치에 다양한 체류시간을 사용하여 선량분포를 실시간으로 최적화할 수 있는 것이다(Edmundson 등 1995). 이렇게 하여 정상조직(예: 직장, 방광 및 요도) 선량을 용인한도 이내로 유지하면서 안정적이고 재현성 있게 표적체적에 처방선량을 부여할 수 있다. 전립선암에 HDR 근접치료의 다른 잠재적 장점은 이론적 고려로서 전립선암 세포가 낮은 α/β 비⁹⁾로 느리게 반응하는 조직 같아서 LDR 근접치료에서 부여되는 낮은 선량률에서보다 높은 선량률에서 보다 바람직하게 반응한다는 것이다(Duchesne와 Peter 1999, Fowler 등 2001).

(A16) 원거리 전이암 증거가 없이 T1b~T3b 전립선암 단계에 있는 환자가 EBRT 후속으로 HDR 근접치료를 받을 후보가 된다. 원거리 전이암이 있어 잔여 수명이 5년 미만인 환자, 또는 마취에 의료부적격이거나 전체 전립선에 이식이 가능하지 않은 환자는 제외되어야 한다. 상대적 반-지시에는 80 cc 이상으로 큰 전립선, 지난 6개월 이내에 경요도절제술(TURP)을 받은 환자, TURP 결손이 큰 환자인데 이들 모든 경우에 비뇨기 이환 리스크가 증가한다.

(A17) 표준 EBRT 분할(39.6~50.4 Gy이) HDR 근접치료와 병행하여 또는 2주 전이나 후에 부여된다. 최소 치료체적에는 전체 전립선과 정낭이 여유 있게 포함되어야 하는데 골반 림프절들은 포함되거나 않을 수도 있다.

(A18) HDR 근접치료 선량은 1~2회의 이식절차에 다수 분할로 주어진다. 동일 단계 질환에서도 선량과 분할에는 다양한 방식을 택할 수 있다. HDR 분할은 일반적으로 하루에 2회 6시간 이상의 간격을 두고 부여한다. 가장 빈번히 접하는 생식-배뇨 이환은 배뇨통증증후, 혈뇨, 혈정(血精), 그리고 LDR 영구 이식에서와 비슷한 요축적이다.

A.8. 연조직 육종

(A19) 종양부위 광범 절제와 보완적 EBRT 결합으로 우수한 결과를 얻는다. 그러나 수술 후 큰 체적에 조사로 불건전, 특히 정상 조직 섬유증을 초래한다. 이

9) <역주> 방사선량 효과가 근사적으로 선형-이차 모델에 따른다고 볼 때 반응 $R = \alpha D + \beta D^2$ 와 같이 표현된다. α/β 비가 작다는 것은 이차항 계수 β 가 상대적으로 큰 값을 갖는다는 의미와 같은데 β 가 크면 고선량에서 이차항이 빠르게 증가하여 전체 반응이 높아짐을 의미한다. 즉, 같은 시간에 높은 선량이 부여될수록 반응이 증가하므로 HDR 근접치료가 LDR 또는 씨알 영구이식보다 전립선암 살상효과가 크다고 보는 것이다.

환율을 최소화하기 위해 소수 병원은 LDR 근접치료를 독립적으로(Harrison 등 1992) 또는 EBRT와 함께(Schray 등 1990) 사용하고 있다. 전향적인 무작위 시도는 근접치료를 받지 않은 그룹에서 62%임에 비해 근접치료를 받은 그룹에서 탁월한 국소제어(5년에 80%)를 보였다(Harrison 등 1992). 큰 체적에 LDR 근접치료를 받는 경우 주된 문제는 관련된 방사선 피폭이다. 따라서 소수 병원은 연조직 육종에 대해 HDR 근접치료를 사용할 것을 연구 중이다(Alekhteyar 등 1994, Chuba 등 1996, Crownover 등 1997, Donath 등 1993, Koizumi 등 1999, Yoshida 등 1996). HDR 근접치료 도관을 종양근저를 따라 이식하고 방사선 불투명 클립으로 마진을 지시한다. 총체적 종양 절제 후 가깝고 멀게 2~5 cm 마진을 사용한다. 보다 균질한 선량을 부여하기 위해 최적화된 치료계획을 사용할 수 있다. HDR 근접치료만 사용할 때는 40~50 Gy 선량을 12~15 분할로 부여한다(Alekhteyar 등 1994, Donath 등 1993). EBRT(45~50 Gy)가 추가되면 근접치료 선량은 4~7 분할 18~25 Gy로 제한한다(Nag 등 1994). 상처 치유를 위해 근접치료 시작을 4~7일 지연시키는 것이 중요하다. 분할 당 고선량에 신경의 내성이 약하므로 HDR 근접치료 도관을 신경혈관 구조에 근접하여 배치해야 할 때는 주의해서 사용해야 한다.

A.8.1. 아동의 연조직 육종

(A20) LDR 근접치료가 EBRT의 유해한 영향을 줄이기 위해 아동에게 사용되어 왔다(Flamant 등 1990, Fontanesi 등 1991, Gerbaulet 등 1989). 그러나 LDR 근접치료를 어린 아동이나 유아에게 수행하기는 어렵다. 아동을 장시간 진정시키고 부동화하고 밀착 감시를 해야 하는데 이로써 간호진이나 부모의 방사선 피폭 리스크가 높아지기 때문이다. 따라서 어린 아동이나 유아에게는 HDR 근접치료가 매우 설득력이 있고 현재 오하이오주립대학에서 시도 중이다(Nag 등 1993, 1995, 1999b). 단수요법으로서 HDR 근접치료에 권고된 선량은 하루에 2회 3 Gy씩(0.5 cm에서 처방) 12 분할로 36 Gy이다(Nag 등 1999b). 분할 간 간격은 최소 6시간이다. EBRT에 대한 보조로서 HDR 근접치료 선량에 대해 권고한 문헌자료는 없다. 15~25 Gy(0.5 cm 처방)의 LDR 보조선량 분할 방식과 대등한 분할을 계산하는 데에는 선형-2차 모델(Nag 등 1997)을 사용할 수 있다. Inter-group Rhabdomyosarcoma Study에 따르면 소아 연조직 육종에 대한 표준 EBRT 선량은 미소질환에 대해서는 40 Gy, 총체 질환에 대해서는 50 Gy이다. 수술간 HDR 근접치료는 EBRT 선량을 27~30 Gy로 줄여 성장 장애 또는 장기기능 장애 우려를 크게 줄일 수 있다(Nag 등 1997b, 1999b, 2001). 아동에게서 HDR 근접치료의 장기적 이환상태는 충분히 알려져 있지 않지만 LDR 근접치료에서 보이는 것(Flamant 등 1990)과 유사한 장기기능 보전을 기대할 수 있을

것이다. 소아 HDR 근접치료의 복잡함 때문에 소아 종양에 사용은 소아 이식에 경험이 있는 병원에서만 수행할 것을 권고한다.

A.9. 기타암

(A21) 질, 담관, 뇌, 피부 및 직장의 암에도 HDR 근접치료를 사용해 왔다. 직경이 가는 선원의 개발로 매우 가는 바늘(21 G)로 경피 간질 근접치료가 가능해졌다. 이 기술은 입술, 코, 눈거풀의 암 치료와 가슴암 또는 복내 종양에 대해 경피적 영상안내 치료에 장점이 있다.

A.10. 수술간 HDR 근접치료 사용

(A22) HDR 근접치료의 치료율을 높이는 한 방법은 수술 중 환자가 마취상태에 있을 때 선량을 부여하는 것이다. 이 기술(수술간 HDR 근접치료)은 수술 중 방사선 민감 정상조직을 물리거나 차폐하여 정상조직 선량을 줄여 준다(Perera 등 1997). 나아가 조사가 직접 관찰 상태에서 이루어지므로 위치학적 실수 위험이 줄어든다. 진전된 암일 경우 최대한 외과적 축소를 수행하고 근접치료는 잔여 마이크로 또는 마크로 종양에 부여한다.

참고문헌

- AAPM, 1993. Remote Afterloading Technology. American Association of Physicists in Medicine Report No. 41. American Institute of Physics, New York.
- Abitbol, A., Nag, S., Lewin, A., Houdek, P., Markoe, A., Orton, C., 1998. High dose rate brachytherapy. In: Leibel, S.A., Phillips, T.L. (Eds.), Textbook of Radiation Oncology. WB Saunders Co, Philadelphia, pp. 232-252.
- Alekhteyar, K.M., Porter, A.T., Herskovic, A.M., et al., 1994. Preliminary results of hyperfractionated high dose rate brachytherapy in soft tissue sarcoma. *Endocuriether. Hypertherm. Oncol.* 10, 179-184.
- Arai, T., Nakano, T., Morita, S., et al., 1992. High-dose-rate remote afterloading intracavitary radiation therapy for cancer of the uterine cervix. *Cancer* 69, 175-180.
- Borghede, G., Hedelin, H., Holmang, S., et al., 1997. Combined treatment with temporary short-term high dose rate iridium-192 brachytherapy and external beam radiotherapy for irradiation of localized prostatic carcinoma. *Radiother. Oncol.* 44, 237-244.
- Chuba, R., Ben-Josef, E.B., Porter, A.T., et al., 1996. Adjuvant brachytherapy for primary and recurrent soft tissue sarcoma at WSU. *Radiother. Oncol.* 39 (Suppl. 1), S4.
- Clarke, D.H., Vincini, F., Jacobs, H., Rowland, C.G., Kuske, R.R., 1994. High dose brachytherapy for breast cancer. In: Nag, S. (Ed.), High Dose Rate Brachytherapy: a Textbook. Futura Publishing Co., Armonk, NY, pp. 321-329.
- Crownover, R.L., Marks, K.E., Zehr, R.J., 1997. Initial results with high dose rate brachytherapy for soft tissue sarcomas. *Sarcoma* 1, 196-205.
- Dinges, S., Deger, S., Koswig, S., et al., 1998. High-dose rate interstitial with external beam irradiation for localized prostate cancer -. results of a prospective trial. *Radiother. Oncol.* 48, 197-202.
- Donath, D., Clark, C., Kaufmann, M.D., Evans, C., Brown, K., 1993. Postoperative adjuvant high dose rate brachytherapy in the treatment of poor-prognosis soft-tissue sarcoma. *Endocuriether. Hypertherm. Oncol.* 9, 48.
- Duchesne, G.M., Peters, L.J., 1999. What is the a/b ratio for prostate cancer? Rationale for hypofractionated high-dose-rate brachytherapy.

- Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 44, 747–748.
- Edmundson, G.K., Yan, D., Martinez, A., 1995. Intraoperative optimization of needle placement and dwell times for conformal prostate brachytherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 33, 1257–1264.
- FAO, IAEA, ILO, OECD NEA, PAHO, WHO, 1996. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Safety Series No. 115. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- Flamant, F., Gerbault, A., Nihoul-Fekete, C., et al., 1990. Long-term sequelae of conservative treatment by surgery brachytherapy and chemotherapy for vulval and vaginal rhabdomyosarcoma in children. *J. Clin. Oncol.* 8, 1847–1853.
- Flores, A.D., Rowland, C.G., Yin, W.B., 1994. High dose rate brachytherapy of carcinoma of the esophagus. In: Nag, S. (Ed.), *High Dose Rate Brachytherapy: a Textbook*. Futura Publishing Co., Armonk, NY, pp. 275–294.
- Fontanesi, J., Kun, L., Pao, W., et al., 1991. Brachytherapy as primary or boost irradiation in 18 children with solid tumors. *Endocuriether. Hypertherm. Oncol.* 7, 195–200.
- Fowler, J., Chappell, R., Ritter, M., 2001. Is α/β for prostate tumors really low?. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 50, 1021–1031.
- Fu, K.K., Phillips, T.L., 1990. High-dose rate vs. low-dose rate intracavitary brachytherapy for carcinoma of the cervix. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 19, 791–796.
- Gaspar, L.E., Nag, S., Herskovic, A., Mantravadi, P., Speiser, B., 1997. American Brachytherapy Society (ABS) consensus guidelines for brachytherapy of esophageal cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 38, 127–132.
- Gerbault, A.P., Esche, B.A., Hail, C.M., et al., 1989. Conservative treatment for lower gynecological tract malignancies in children and adolescents: the Institut Gustave-Roussy Experience. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 16, 655–658.
- Gerbault, A., Potter, R., Mazon, J.J., Meertens, H., Van Limbergen, E., 2002. *The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*. ESTRO, Belgium.
- Harrison, L.B., Franzese, F., Gaynor, J.J., et al., 1992. Long-term results of a prospective randomized trial of adjuvant brachytherapy in the management of completely resected soft tissue sarcomas of the extremity and superficial trunk. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 27, 259

-265.

- Hennequin, C., Durdux, C., Espie, M., et al., 1999. High-dose-rate brachytherapy for early breast cancer: an ambulatory technique. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 45, 85–90.
- IAEA, 1998. Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects. IAEA-TECDOC-1040. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2001. Implementation of Microsource High-Dose-Rate Brachytherapy in Developing Countries. IAEA-TECDOC-1257. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP, 1989. Optimization and decision-making in radiological protection. ICRP Publication 55, *Ann ICRP* 20 (1).
- ICRP, 1991. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, *Ann ICRP* 21 (1–3).
- ICRP, 1993. Protection from potential exposure: A conceptual framework. ICRP Publication 64. *Ann ICRP* 23(1).
- ICRP, 1997. Radiological protection in medicine. ICRP Publication 73. *Ann ICRP* 26 (2).
- ICRP, 1998a. General principles for the radiation protection of workers. ICRP Publication 75. *Ann ICRP* 27 (1).
- ICRP, 1998b. Protection from potential exposure: Application to selected radiation sources. ICRP Publication 76. *Ann ICRP* 27 (2).
- ICRP, 2000. Radiation protection recommendations as applied to the disposal of long-lived solid radioactive waste. ICRP Publication 81. *Ann ICRP* 28 (4).
- ICRP, 2001a. Pregnancy and medical radiation. ICRP Publication 84. *Ann ICRP* 30 (1).
- ICRP, 2001b. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85. *Ann ICRP* 30 (2).
- ICRP, 2002a. Prevention of accidents to patients undergoing radiation therapy. ICRP Publication 86. *Ann ICRP* 30 (3).
- ICRP, 2002b. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87. *Ann ICRP* 30 (4).
- ICRP, 2002c. Radiation and your patient: A guide for medical practitioners. ICRP Supporting Guidance 2. *Ann ICRP* 31 (4).

- ICRP, 2004a. Managing patient dose in digital radiography. ICRP Publication 93. Ann ICRP 34 (1).
- ICRP, 2004b. Release of patients after therapy with unsealed radionuclides. ICRP Publication 94. Ann ICRP 34 (2).
- ICRU, 1985. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. ICRU Report 38. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- ICRU, 1997. Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy. ICRU Report 58. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- IEC, 1989. Medical Electrical Equipment. Part 2, Particular Requirements for the Safety of Remotecontrolled Automatically-driven Gamma-ray Afterloading Equipment. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- Jolly, D.E., Nag, S., 1992. Technique for construction of dental molds for high-dose-rate remote brachytherapy. Spec. Care Dentist 12, 218-224.
- Joslin, C.A.F., Flynn, A., Hall, E.J. (Eds.), 2001. Principles and Practice of Brachytherapy using Afterloading Systems. London and Oxford University Press, New York.
- Koizumi, M., Inoue, T., Yamazaki, H., et al., 1999. Perioperative fractionated high-dose rate brachytherapy for malignant bone and soft tissue tumors. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 43, 989-993.
- Kovacs, G., Galalae, R., 1997. High dose-rate brachytherapy of prostate cancer: German experience. Proceedings of the 9th International Brachytherapy Conference, Palm Springs, CA. Nucletron Corporation, Columbia, MD, pp. 84-85.
- Kubo, H.D., Glasgow, G.P., Pethel, T.D., et al., 1998. High dose rate brachytherapy treatment dose delivery: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 59. Med. Phys. 25, 375-403.
- Kuske, R.R., Bolton, J.S., Wilenzick, R.M., et al., 1994. Brachytherapy as the sole method of breast irradiation in T1S, T1, T2, N0-1 breast cancer. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 30 (Suppl. 1), 245.
- Kuske, R.R., Bolton, J.S., Harrison, W., 1998. A Phase I/II Trial to Evaluate Brachytherapy as the Sole Method of Radiation Therapy for Stage I and II Breast Carcinoma. RTOG 95-17. Radiation Therapy Oncology Group, Philadelphia, PA.
- Kutcher, G.J., Coia, L., Gillin, M., et al., 1994. Comprehensive QA for

- radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med. Phys.* 21, 581–618.
- Levendag, P.C., Vikram, B., Flores, A.D., Yin, W.B., 1994. High dose rate brachytherapy for cancer of the head and neck. In: Nag, S. (Ed.), *High Dose Rate Brachytherapy: a Textbook*. Futura Publishing Co., Armonk, NY, pp. 237–273.
- Levin, C.V., Sur, R.K., Donde, B., 1997. The value of high dose rate microsource brachytherapy in treatment of carcinoma oesophagus in South Africa. *S. Afr. J. Med.* 87, 81–82.
- Manning, M.A., Arthur, D.W., Schmidt-Ullrich, R.K., et al., 2000. Interstitial high dose rate brachytherapy boost: the feasibility and cosmetic outcome of a fractionated outpatient delivery scheme. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 48, 1301–1306.
- Martinez, A., Kestin, L., Stromberg, J., 2000. Interim report of image guided conformal high dose rate brachytherapy for patients with unfavorable prostate cancer: the William Beaumont phase II dose escalating trial. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 47, 343–352.
- Martinez, A., Pataki, I., Edmundson, G., et al., 2001. Phase II prospective study of the use of conformal high-dose rate brachytherapy as monotherapy for the treatment of favorable stage prostate cancer: a feasibility report. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 49, 61–69.
- Mate, T., Kovacs, G., Martinez, A., 1994. High dose rate brachytherapy of the prostate. In: Nag, S. (Ed.), *High Dose Rate Brachytherapy: a Textbook*. Futura Publishing Co., Armonk, NY, pp. 355–371.
- Mate, T.P., Gottesman, J.E., Hatton, J., et al., 1998. High dose-rate afterloading iridium-192 prostate brachytherapy: feasibility report. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 41, 525–533.
- Mehta, M.P., Speiser, B.L., Macha, H.N., 1994. High dose rate brachytherapy for lung cancer. In: Nag, S. (Ed.), *High Dose Rate Brachytherapy: a Textbook*. Futura Publishing Co., Armonk, NY, pp. 295–319.
- Nag, S. (Ed.), 1994. *High Dose Rate Brachytherapy: a Textbook*. Futura Publishing Co., Armonk, NY.
- Nag, S. (Ed.), 1997. *Principles and Practice of Brachytherapy*. Futura Publishing Co., Armonk, NY.
- Nag, S., Orton, C., 1993. Development of intraoperative high dose rate brachytherapy for treatment of resected tumor beds in anesthetized patients. *Endocuriether. Hypertherm. Oncol* 9, 187–193.

- Nag, S., Grecula, J.C., Ruymann, F., 1993. Aggressive chemotherapy, organ preserving surgery, and high dose rate remote brachytherapy in the treatment of rhabdomyosarcoma in infants and young children. *Cancer* 72, 2769-2776.
- Nag, S., Porter, A.T., Donath, D., 1994. The role of high dose rate brachytherapy in the management of adult soft tissue sarcomas. In: Nag, S. (Ed.), *High Dose Rate Brachytherapy: a Textbook*. Futura Publishing Co., Armonk, NY, pp. 393-398.
- Nag, S., Olson, T., Ruymann, F., Teich, S., Pieters, R., 1995. High dose rate brachytherapy in childhood sarcomas: a local control strategy preserving bone growth and function. *Med. Ped. Oncol.* 25, 463-469.
- Nag, S., Martínez-Monge, R., Gupta, N., 1997a. Intraoperative radiation therapy using electron-beam and high-dose-rate brachytherapy. *Cancer J.* 10, 94-101.
- Nag, S., Martínez-Monge, R., Ruymann, F.B., et al., 1997b. Innovation in the management of soft tissue sarcomas in infants and young children: high-dose rate brachytherapy. *J. Clin. Oncol.* 15, 3075-3084.
- Nag, S., Orton, C., Young, D., Erickson, B., 1999a. American Brachytherapy Society survey of brachytherapy practice for carcinoma of the cervix in the United States. *Gynecol. Oncol.* 73, 111-118.
- Nag, S., Fernandes, P.S., Martínez-Monge, R., Ruymann, F.B., 1999b. Use of brachytherapy to preserve function in children with soft-tissue sarcomas. *Oncology* 13, 361-374.
- Nag, S., Orton, C., Petereir, D., et al., 2000. The American Brachytherapy Society recommendations for HDR brachytherapy of the cervix. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 48, 201-211.
- Nag, S., Tippin, D., Ruymann, F.B., 2001. Intraoperative high-dose-rate brachytherapy for the treatment of pediatric soft tissue sarcomas. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 51, 729-735.
- Nag, S., Daly, M., de la Torre, M., Tatsuzaki, H., Kizilbash, N., Kurusun, S., Pinillos, L., Pokrajac, B., Sur, R., Levin, V., 2002. Recommendations for implementation of high dose rate ¹⁹²Ir brachytherapy in developing countries by the Advisory Group of the International Atomic Energy Agency. *Radiother. Oncol.* 64, 297-308.
- NCRP, 1976. *Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV*. NCRP Report 49. National Committee on Radiation Protection and Measurements, Washington, DC.

- NRC (2002). Events Reported to NRC Involving HDR units 1/1990–/2002. Nuclear Regulatory Commission.
- Orton, C.G., 1998. High and low dose rate brachytherapy for cervical cancer. *Acta Oncol.* 37, 117–125.
- Papagiannis, P., Angelopoulos, A., Pantelis, E., Sakelliou, L., 2000. Dosimetry comparison of 192 Ir sources. *Med. Phys.* 29, 2239–2246.
- Perera, F., Chisela, F., Engel, J., et al., 1995. Method of localization and implantation of the lumpectomy site for high dose rate brachytherapy after conservative surgery for T1 and T2 breast cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 31, 959–965.
- Perera, F., Engel, J., Holliday, R., et al., 1997. Local resection and brachytherapy confined to the lumpectomy site for early breast cancer: a pilot study. *J. Surg. Oncol.* 65, 263–267.
- Petereit, D.G., Pearcey, R., 1999. Literature analysis of high dose rate brachytherapy fractionation schedules in the treatment of cervical cancer: is there an optimal fractionation schedule?. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 43, 358–366.
- Peterson, A., Sur, R.K., Luhana, F., Donde, B., Levin, C.V., 1996. Brachytherapy of oesophagus cancer: some considerations on dose to adjacent normal tissue structures. *Endocuriether. Hypertherm. Oncol* 12, 225–229.
- Polgar, C., Major, T., Somogyi, A., et al., 1999. Brachytherapy of the tumor bed after breast conserving surgery: new radiotherapeutic option in the management of early breast cancer. *Orv. Hetil.* 140, 1461–1466.
- Rodriguez, R.R., Demanes, D.J., Altieri, G.A., 1999. High dose rate brachytherapy in the treatment of prostate cancer. *Hematol. Oncol. Clin. N. Am.* 13, 503–523.
- Romestaing, P., Lehingue, Y., Carrie, C., et al., 1997. Role of a 10 Gy boost in the conservative treatment of early breast cancer: results of a randomized clinical trial in Lyon. France. *J. Clin. Oncol.* 15, 963–968.
- Schmidt-Ullrich, R., Wazer, D.E., Dipetrillo, T., et al., 1993. Breast conservation therapy for early stage breast carcinoma with outstanding 10-year locoregional control rates: a case for aggressive therapy to the tumor-bearing quadrant. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 7, 545–552.
- Schray, M.F., Gunderson, L.L., Sim, F.H., et al., 1990. Integration of brachytherapy, resection, and external irradiation. *Cancer* 66, 451–456.
- Shigematsu, Y., Nishiyama, K., Masaki, N., et al., 1983. Treatment of

- carcinoma of the uterine cervix by remotely controlled afterloading intracavitary radiotherapy with HDR: a comparative study with a low-dose rate system. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 9, 351-356.
- Sievert, R.M., 1937. Two arrangements for reducing dangers in telerradium treatment. *Acta Radiol.* 118, 157-162.
- Stedeford, B., Morgan, H.M., Mayles, W.P.M., 1997. *The Design of Radiotherapy Treatment Room Facilities.* The Institute of Physics and Engineering in Medicine, York.
- Sur, R.K., Mohamed, G.A., Pacella, J., Levin, C.V., Feldman, C., Donde, B., 1995. Initial report on the effectiveness of high dose rate brachytherapy in treatment of haemoptysis in lung cancer. *Endocuriether. Hypertherm. Oncol.* 11, 101-106.
- Sur, M., Sur, R., Cooper, K., Levin, V., Bizos, D., Dubazano, N., 1996a. Morphological alterations in esophageal squamous cell carcinoma following preoperative high dose rate intraluminal brachytherapy. *Cancer* 77, 2200-2205.
- Sur, R.K., Levin, C.V., Donde, B., Pacella, J.A., 1996b. Fractionated high dose rate intraluminal brachytherapy alone in palliation of advanced esophageal cancer: preliminary report of a randomized prospective trial. *Endocuriether. Hypertherm. Oncol.* 12, 205-211.
- Sur, R.K., Donde, B., Levin, C.V., Mannell, A., 1997. Fractionated high dose rate intraluminal brachytherapy in palliation of advanced esophageal cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 40, 447-453.
- Sur, R.K., Levin, C.V., Donde, B., Sharma, V., Miszczyk, L., Nag, S., 2002. Prospective randomized trial of HDR brachytherapy as a sole modality in palliation of advanced esophageal carcinoma -an International Atomic Energy Agency Study. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 53, 127-133.
- Teshima, T., Inoue, T., Ikeda, H., et al., 1993. High-dose rate and low-dose rate intracavitary therapy for carcinoma of the uterine cervix. *Cancer* 72, 2408-2414.
- Tessier, E., Héry, M., Remaioli, A., et al., 1998. Intérêt du complément d'irradiation du lit tumoral dans le traitement conservateur du lit tumoral dans le traitement conservateur: résultat à 6 ans d'un essai randomisé. *Cancer Radiother.* 2, 484.
- Wakabayashi, M., Ohsawa, T., Mitsuhashi, H., et al., 1971. High dose rate intracavitary radiotherapy using the RALSTRON. Introduction and Part I (Treatment of carcinoma of the uterine cervix). *Nippon Acta Radio.* 131, 340-378.

Yoshida, K., Inoue, T., Kuizumi, M., et al., 1996. Perioperative high dose rate brachytherapy for bone and soft tissue tumors. *Nippon Acta Radiolog. (Tokyo)* 41, 1635-1641.

Yoshioka, Y., Nose, T., Yoshida, K., et al., 2000. High-dose rate interstitial brachytherapy as a monotherapy for localized prostate cancer: treatment description and preliminary results of a phase I/II clinical trial. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 48, 675-681.