

방사선치료계획시스템의 독립적 검증을 위한 선량 계산 및 빔데이터 관리 프로그램

*서울대학교 대학원 방사선응용생명과학 협동과정, †숭실대학교 컴퓨터공학부, ‡식품의약품안전청 방사선표준과,
§서울대학교 의과대학 의학연구원 방사선의학연구소, §서울대학교병원 방사선종양학과

김희정* · 박양균* · 박종민* · 최창현* · 김정인§ · 이상원† · 오현진‡ · 임천일‡ · 김일한§ · 예성준§

방사선치료계획시스템의 MU계산 결과를 포괄적이고 독립적으로 검증할 수 있고 빔데이터 관리를 위한 사용자 친화적인 프로그램을 개발하였다. 선량계산의 정확성을 향상시키기 위해서 축이탈 인자, 빔 경화효과, 비균질성 보정 등의 요소를 계산 알고리즘에 포함하였고 상시적 정도관리 결과로 측정된 빔데이터로의 경신이 용이하도록 하였다. 기준깊이, SSD 등의 측정조건이 다를 때에 보정하는 알고리즘을 구현하였다. 상용 스프레드시트의 워크시트 함수를 빔데이터베이스 접근에 사용하였고, Visual Basic for Application (VBA) 개발환경을 사용하여 graphic user interface (GUI)를 구현하였다. 프로그램의 정확도를 평가하기 위하여 동일한 빔 데이터를 가진 치료계획 시스템을 이용하여 213개의 경우에 대한 팬텀의 선량을 계산하고 비교하였다. 또한 3차원 입체조형방사선 치료를 받은 17명의 환자데이터로부터 108개의 MU계산 기록을 추출하여 본 프로그램에서 계산된 MU와 비교하였다. 가상의 팬텀을 대상으로 계산을 수행한 결과, 과도한 비균질 영역계산을 제외하면 계산된 MU가 치료계획시스템과 3% 이내에서 잘 일치하였고, 환자 데이터를 이용한 계산에서도 과도한 비균질 영역 계산을 제외한 모든 계산에서 최대오차가 5% 이하로 나타났다. VBA 및 Microsoft Excel 워크시트 인터페이스를 이용하여 임상에 이용될 빔데이터 자료의 자동 생성 및 빔데이터 비교 템플릿 등의 용이성이 판명되었다. 본 프로그램을 이용하여 치료계획시스템의 정확성을 포괄적으로 검증할 수 있으므로 치료계획시스템의 정도관리 및 환자의 독립적 선량검증을 효과적으로 수행할 수 있다. 빔데이터베이스 생성 기능을 이용하여 빔데이터의 주기적 관리 경신 및 대단위 빔데이터베이스의 모니터링을 효율적으로 수행할 수 있다.

중심단어: 치료계획시스템, 모니터 유닛(MU), 빔데이터

서 론

최신의 방사선 진단 및 치료 기술이 암 치료 효율을 높이기 위하여 도입되고 있지만, 개발도상국은 물론 선진국에서도 3차원 입체조형 치료가 방사선 치료의 주를 이루고 있다. 따라서 2차원 방사선치료를 포함하여 3차원 입체조형치료 시 사용되는 방사선치료계획시스템(Radiation Treatment Planning System, RTPS)의 정확성을 검증하고 각각의 환자 치료에 따라 계산되어 나오는 모니터 유닛(Monitor

Unit, MU)를 독립적으로 검증하는 것은 필수적이며, 방사선치료 품질보증 및 검증(Radiotherapy Quality Assurance)의 주축이라 할 수 있을 것이다¹⁾. 이에 국제기구 및 선진국에서는 방사선 치료 품질보증의 국제적인 표준 또는 필수항목으로 지정하여 권고 또는 강제하고 있는 실정이다. 또한 최근 방사선치료계획시스템 알고리즘의 다양화 및 복잡화 등으로 인하여 독립적인 검증시스템의 필요성이 더욱 증대된다고 할 수 있다.²⁾ 개개 환자의 치료조건을 고려하여 제 3자에 의한 독립적인 MU의 검증은 치료계획 작성자가 범할 수 있는 오류를 치료 전에 발견하여 환자에게 그 오류의 영향이 끼치지 않도록 하는데 그 주요 목적이 있다 할 것이다.^{3,4)} 이에 부응하여 선진국의 의학물리학자들은 수작업에 의한 계산으로 방사선치료계획시스템의 MU를 검증하거나 간단한 프로그램을 작성하여 오류를 줄이고 있다.²⁾ 하지만 수작업에 의한 계산(manual calculation)은 많은 시간이 필요로 하고 오류의 가능성이 상존하고 있으므로 좀 더

본 연구는 식품의약품안전청 용역연구개발사업과 과학기술부 원자력중장기 연구개발사업에서 지원을 받았음.

이 논문은 2008년 7월 28일 접수하여 2008년 12월 15일 채택되었음.

책임저자 : 예성준, (110-744) 서울 종로구 연건동 28번지

서울대학교병원 방사선종양학과

Tel: 02)2072-2819, Fax: 02)765-3317

E-mail: sye@snu.ac.kr

포괄적이고 사용이 편한 방사선치료계획 MU 검증 프로그램이 개발되어 왔으며,⁵⁾ 실제 몇몇 상용 프로그램이 유통되고 있다. 그러나 국내의 여러 병원에서는 많은 환자 수와 전문 인력의 부족으로 이러한 MU 검증 절차가 원활하게 시행되기 어려운 실정이다.

따라서 본 연구에서는 방사선치료계획시스템에 대한 독립적인 MU 검증 프로그램을 제작함으로써 방사선치료계획시스템의 commissioning 검증 및 2차원, 3차원 입체조형 방사선 치료 등의 임상적 상황에서 환자 특이적(patient specific)인 독립적 MU 검증 방법론을 구현하고자 하였다. 또한, 빔 데이터를 효과적으로 관리하고 서로 다른 치료기기의 빔 데이터베이스를 비교평가할 수 있는 프로그램을 개발하고자 하였다.

재료 및 방법

1. 빔 데이터의 수집

본 연구기관의 선형가속기(Clinac 21Ex, Varian, USA)에서 광자선과 전자선의 빔 데이터를 측정하였다. 측정은 치료계획 시스템(Xio, CMS, USA)의 commissioning 조건에 따라 시행되었다. 선량 측정에는 3차원 물 팬텀(Blue Phantom, Welhofer, Germany), 이온화전리함(Micro Chamber 0.125 cc, PTW, Germany)과 전위계(electrometer, Unidos, PTW, Germany)를 이용하였고, 빔데이터는 이온화 전리함을 동적으로 이동하며 측정된 스캔 데이터와 정지 상태에서 측정된 비스캔 데이터로 나누어 수집하였다. 광자선의 경우, 스캔 데이터로서 개방조사야(Open field)와 췌기(Wedge)빔에 대한 PDD (깊이선량백분율, percentage depth dose)과 프로파일을 깊이, 조사야 크기별로 측정하였고, 비스캔 데이터로서 S_{cp} (총산란인자, total scattering factor), S_c (콜리메이터 산란인자, collimator scattering factor), WF (췌기투과율, wedge transmission factor), TF (트레이투과율, tray transmission factor) 등을 측정하였다. 스캔데이터는 3차원 물팬텀 연동 소프트웨어(Omnipro Accept 6.0, Scanditronix Welhofer, Sweden)를 사용하여 ascii 파일 형태로 저장하였고 비스캔 데이터는 별도의 텍스트파일 형태로 저장하여 수집하였다.

2. MU계산 알고리즘 고찰 및 개발

1) 광자선의 MU계산: Non-isocentric 치료 방법을 사용할 경우, 광자선 치료 시 일정한 MU를 주었을 때에 특정 깊이에서의 실제 선량을 구하는 기본 공식을 기반으로⁶⁾ 비균질 보정(PDD^* : effective depth로 보정된 PDD)과 WF(췌기투과

율, wedge transmission factor), WHF(췌기 빔 경화효과, wedge hardening factor), OAR(축 이탈 인자, off-axis ratio), TF(트레이투과율, tray transmission factor) 등을 고려하여 보완된 식을 제안하였다.

$$MU = \frac{Tumor\ Dose \times 100}{(PDD^* \otimes WHF) \times S_c \times S_p \times SSDF \times WF \times TF \times OAR} \quad (1)$$

WHF는 췌기에 의한 빔 경화로 인해 PDD가 달라지는 정도를 보정하기 위한 인자이다. 만약 췌기를 사용하는 경우, 개방조사야(Open) PDD를 사용하지 않고 췌기빔(Wedge) PDD를 계산에 사용한다면 WHF를 사용할 필요는 없다. 그리고 비균질 보정(inhomogeneity correction)을 위해서는 비균질의 밀도를 고려한 유효깊이(effective depth)를 PDD와 TMR(tissue maximum ratio)에 적용하였다.

Isocentric 치료 방법을 사용하는 경우, isocenter에서 특정 깊이의 선량 비율을 반영하는 TMR을 이용한 식으로 변환하여야 하고 TMR은 PDD 데이터를 이용하여 계산할 수 있다.

$$MU = \frac{Tumor\ Dose}{(TMR^* \otimes WHF) \times S_c \times S_p \times SADF \times WF \times TF \times OAR} \quad (2)$$

- SADF : Source-to-Axis Distance Factor

이 때, 비 스캔 데이터인 S_{cp} , WF 등은 측정 깊이 및 setup 조건(SAD 또는 SSD setup)에 따라 차이가 있을 수 있다. 따라서 정확한 빔 데이터 수집을 위해서는 일반적인 측정 조건에 대한 프로토콜이 있어야 하며, 각 방사선치료계획 시스템 별로 각기 다른 프로토콜을 권장한다. 그러나 여러 방사선치료계획시스템을 사용하는 치료 기관의 경우, 동일한 빔 데이터에 대해 중복 측정을 해야 하는 불편함이 있으므로, 하나의 측정조건을 참조하여 다른 조건의 측정값으로 변환하는 알고리즘이 있다면 편리하게 사용될 수 있을 것이다. 본 연구에서는 깊이 보정을 고려한 S_{cp} 와 WF의 계산법을 제시하였다. d cm에서 측정된 특정 조사야(FS)의 S_{cp} 값은 d_{max} 깊이에서의 S_{cp} 과 PDD 값을 이용하여 아래와 같이 구할 수 있다.

$$S_{cp}(FS, d) = \frac{PDD_{FS}(d) \times S_{cp}(FS, d_{max})}{PDD_{FS=10}(d)} \quad (3)$$

- $S_{cp}(FS, d)$: FS(특정 조사야), d_{max} (최대선량점)에서 측정된 S_{cp}
- $S_{cp}(FS, d_{max})$: FS(특정 조사야), d_{max} (최대선량점)에서 측정된 S_{cp}
- $PDD_{FS}(d)$: FS(특정 조사야), 깊이 d에서의 PDD

• $PDD_{FS=10}(d)$: $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 조사야, 깊이 d에서의 PDD 결국, 특정 깊이 d에서 측정된 $S_{cp}(d)$ 데이터와 $S_{cp}(d_{max})$ 데이터는 상호 유도가 가능하다. 이러한 변환과정은 WF에서도 마찬가지로 적용된다. 깊이 d에서 측정된 $WF(d)$ 와 $WF(d_{max})$ 의 상호 관계식은 다음과 같다.

$$WF(d) = \frac{WPDD(d)}{PDD(d)} \times WF(d_{max}) \quad (4)$$

- $WF(d)$: 깊이 d cm 에서 측정된 WF
- $WPDD(d)$: 깊이 d cm에서의 췌기빔 PDD
- $PDD(d)$: 깊이 d cm에서의 개방조사야 PDD
- $WF(d_{max})$: d_{max} (최대선량점)에서의 WF

2) 전자선의 MU계산: 전자선 치료의 경우에는 전자선 PDD를 이용하여 다음과 같은 식으로 MU를 계산할 수 있다.

$$MU = \frac{Tumor\ Dose \times 100}{PDD_e^* \times CF \times COF \times OAR} \quad (5)$$

- PDD_e^* : 비균질을 고려한 전자선의 PDD
- CF : Cone factor, 전자선 어플리케이터에 따른 출력 보정 계수
- COF : Block cut-out factor, 전자선용 블록의 모양과 크기에 따른 출력보정계수 (A/P ratio(면적대주변길이 비율)을 이용한 등가조사면을 사용하여 계산)
- OAR : 전자선의 축 이탈 인자

3. 프로그램 개발

1) 빔 데이터베이스의 구축: RFA-300 (Scanditronix) 형식

```

F10W15.ASC - 메모장
파일(F) 편집(E) 서식(O) 보기(V) 도움말(H)
:MSR 9 # No. of measurement in file
:SYS BDS 0 # Beam Data Scanner System
#
# RFA300 ASCII Measurement Dump ( BDS Format )
#
# Measurement number 1
#
%UNR 1.0
%MOD
%TVP SCN
%SCN DPT
%FLD 10H
%DOT 11-04-2006
%TIM 14:17:41
%FSZ 100 100
%BHT PHO 6.0
%SSD 1000
%BUS 0
%SRD 1000
%FSH -1
%ASC 0
%WEG 15
%GPO 0
%CPD 0
%MEA 5
%SPD 0
%PTS 247
%STS 0.0 -91.4 15.0 # Start Scan values in mm
%EDS 0.0 91.4 15.0 # End Scan values in mm
#
#
# X Y Z Dose
#
= 0.0 -91.0 15.0 2.4
= 0.0 -91.1 15.0 2.6
    
```

Fig. 1. RFA-300 beam database format compatible with the developed program and with the most RTPS. This file format consists of header part and data part.

의 파일은 3차원 물 팬텀 데이터를 저장하기 위한 파일 형식이고 다양한 방사선치료계획시스템에서 호환이 가능하다. 따라서, 본 연구에서는 스캔 데이터를 저장하기 위해 RFA-300 형식의 ascii 파일을 사용하였다. RFA-300 파일은 한 파일 내에 여러 개의 측정데이터가 저장되어 있고 하나의 측정데이터는 ‘측정정보+데이터’ 형태로 구성되어 있다(Fig. 1). 비 스캔 데이터의 경우에는 자체적으로 파일 형식을 제작하여 사용하였다. 텍스트 편집 프로그램 또는 상용 스프레드시트 프로그램(Excel, Microsoft)에서 쉽게 입력/저장 할 수 있도록 구성되었고 측정조건을 명시한 헤더부분과 데이터부분으로 구성되었다(Fig. 2).

프로그램은 Visual Basic Application 언어를 사용하였다. Ascii 파일 및 텍스트 빔 데이터 파일로부터 빔 데이터를 입력받아 빔 데이터베이스를 구축하는 프로그램 모듈을 제작하였다. 효과적인 빔 데이터베이스를 설계하기 위하여, 객체 지향 프로그래밍(OOP, objective oriented programming) 원칙을 활용하였으며, 스프레드시트(Excel)의 워크시트 함수를 사용하여 사용자가 쉽게 데이터베이스에 접근할 수 있도록 하였다. 또한, 정확도를 높이기 위해 포인트 데이터에 대하여 선형 내삽, 외삽을 구현하였다. 특정 깊이 조건에서 측정된 데이터(S_{cp} , WF)에 대하여 앞에서 언급한 보정 알고리즘을 이용하여 계산될 수 있도록 하였다.⁶⁾

2) 사용자 친화적인 MU계산 인터페이스 개발: MU 계산 인터페이스는 사용자의 편의성을 고려하여 대화상자 기반의 프로그램으로 제작하였다. 광자선, 전자선, 췌기, 블록

```

21Ex 6MV beam data.txt - 메모장
파일(F) 편집(E) 서식(O) 보기(V) 도움말(H)
# SMUH BEAMDATA HEADER FORMAT 2007
$ MEAS 1
% TYPE SCP
% DATE 1-6-2007
% TIME 0:00:00
% MCHN VARIAN 21EX
% BTVP PHOTON
% ENGY 6
% SRC MEASURED IN SMUH
% SETP SAD
% SSD (cm) 100
% PNTS 0
% DEPT (cm) 10
% FLSZ (cm) VARIOUS
% WDCG OPEN
% ACC -1
% CHMT "Large field: blue water phantom*.125ccm, S
# SOT
@ FS (cm) Scp
= 3 0.782
= 4 0.856
= 5 0.891
= 7 0.941
= 10 1
= 12 1.029
= 15 1.062
= 20 1.101
= 25 1.129
    
```

Fig. 2. A customized text file format for the beam database. This can be available for non-scanning beam data.

Table 1. MU calculation parameters of 6 MV photon beam for verifying the accuracy of the developed program.

	SSD (cm)	Field size (equivalent square, cm)	Depth (cm)	OAD (cm)	Accessory/Inhomogeneity
Open, SAD	N/A	5, 10, 20	5, 10, 15, 20	N/A	N/A
Open, SSD	100, 110	5, 10, 20	1.5, 5, 10, 20	N/A	N/A
Open, SSD, off-axis	100, 110	5, 10, 20	1.5, 5, 10, 20	2, 4	N/A
Aperture, SAD	N/A	10, 15	5, 10, 20	N/A	Tray, cerrobend block
HW	100	10, 15	1.5, 5, 10, 20	N/A	HW 30, 60
HW, off-axis	100	10, 15	1.5, 5, 10, 20	-5, -3, 3, 5	HW 30, 60
EDW	100	10, 15	1.5, 5, 10, 20	N/A	EDW 15, 45
EDW, off-axis	100	10, 15	1.5, 5, 10, 20	-5, -3, 3, 5	EDW 15, 45
Inhomogeneity, SAD	N/A	15	5, 7, 10	N/A	Lung (2 cm, 3 cm) Bone (1 cm, 2 cm) Air (1 cm, 2 cm)

Abbreviation: HW : hard wedge, EDW : enhanced dynamic wedge.

Table 2. MU calculation parameters of 9 MeV electron beam for verifying the accuracy of the developed program.

	SSD (cm)	Cone size (equivalent square, cm)	Circular aperture diameter (cm)	Depth (cm)	Accessory/ Inhomogeneity
Open	100, 105, 110	6, 10, 15, 20	N/A	2.18, 2.75, 2.71, 2.79	N/A
Block	100	10, 20	3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11, 13, 15, 17	2.2	Cerrobend block
Inhomogeneity	100	10	N/A	2.2	Lung (0.3 cm, 0.5 cm), Bone (0.5 cm, 1 cm)

트레이, 축이탈, 비균질 보정 등 다양한 옵션을 선택할 수 있도록 구성하였다. 대화상자 인터페이스는 일반용/전문가용 2가지 모드로 개발되었는데, 일반용에서는 축이탈 인자, 비균질보정 등 복잡한 옵션을 제외되어 있다. 환자1명 당 4개의 빔을 사용할 수 있으며, 치료계획 관련 파라미터는 워크시트에 저장할 수 있다. MU 검증 기록을 환자별로 관리하기 위해 리포트 시트 제작 및 이미지 저장 등의 기능을 제작하였다.

3) 빔 데이터베이스 관리: 연간 정도관리 등을 통해 수정 및 업데이트 되는 빔 데이터를 효과적으로 관리하기 위하여 데이터 파일 기반의 빔 데이터베이스 관리 모듈을 제작하였다. 해당 빔의 측정데이터를 교체하면 자동으로 주요 빔 데이터베이스가 수정된다. 미리 제작된 빔 데이터 북양식은 실시간으로 수정된 빔 데이터베이스를 반영하고, 출력하여 데이터 북으로 사용될 수 있도록 하였다. 빔 데이터베이스 구축 모듈을 이용하여 2개 이상의 빔에 대하여 특성을 비교/평가할 수 있는 모듈을 제작하였다. 복수의 빔 데이터에 대하여 PDD, S_{cp} , S_c 등 MU 계산에 큰 영향을 미치는 요소들을 미리 제작된 템플릿을 사용하여 한 눈에 비

교할 수 있다.

4. 효용성 및 정확성의 평가

본 연구에서 개발된 S_{cp} , WF의 깊이 보정 알고리즘의 효용성을 평가하였다. 본 연구기관에서 사용하고 있는 6MV 광자선에 대하여 10 cm 깊이에서 S_{cp} , WF를 측정하고 후, 10 cm 깊이를 이용하여 d_{max} 데이터를 계산하고 이를 다시 d_{max} 에서의 측정값과 비교하였다.

프로그램의 정확성을 평가하기 위하여 팬텀에서의 선량을 방사선치료계획시스템과 비교 검증하였다. 방사선치료 계획시스템(XiO, CMS)에서 가상의 물팬텀을 제작하고 광자선(6 MV)과 전자선(9 MeV)의 다양한 조건(isocentric, non-isocentric, 더 길어진 SSD, 물 깊이, aperture 유무, 금속 췌기(hard wedge), 기능강화동적췌기(enhanced dynamic wedge, EDW), 축이탈 정도, 비균질 보정 등)에서 MU계산을 수행하였다. 계산 알고리즘은 방사선치료계획시스템의 경우 FFT convolution이 사용되었고, 본 프로그램에서는 앞에서 제시한 공식이 사용되었다. MU계산에 적용된 다양한 파라미터를 Table 1 (광자선), Table 2 (전자선)에 나타내었다.

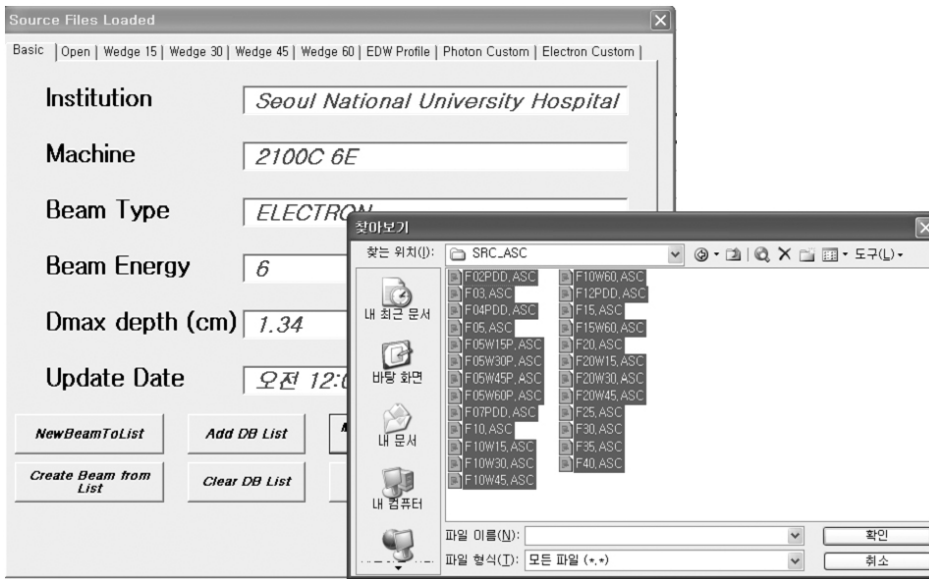


Fig. 3. Dialog-based beam database constructor including review interface and management interface of source files.

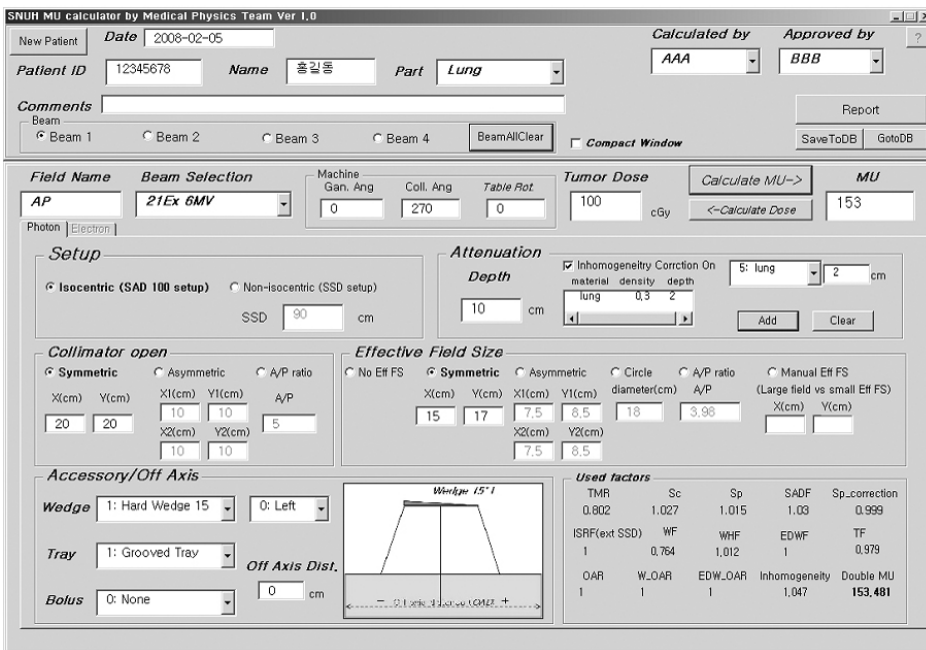


Fig. 4. The graphic user interface of the MU calculator.

동일한 조건을 개발된 프로그램에 적용하여 MU를 계산하였다. 이 때, 프로그램에서 구축된 빔 데이터베이스는 해당 방사선치료계획시스템의 commissioning에 사용된 측정 데이터가 그대로 반영되었으므로, MU계산의 오차는 방사선치료계획시스템과 개발된 프로그램의 계산 알고리즘 차이에서 기인한다. 계산 결과의 오차를 구하고 계산 조건 별로 오차 절대값의 평균을 구하여 정확도를 평가하였다.

환자 특이적 MU 검증의 효용성을 평가하기 위하여 기

준에 방사선 치료를 받은 환자의 치료계획 기록을 이용하였다. 팬텀 실험과 마찬가지로 동일한 빔 데이터베이스로 방사선치료계획시스템과 MU 계산 프로그램을 commissioning 하였다. 총 17명의 환자에서 108 개의 6MV와 15MV 광자선 계산 파라미터를 수집하였고, 수집된 파라미터를 MU 계산 프로그램에 적용하여 MU를 재계산하였다. 기존 방사선치료계획시스템에서 계산된 값과의 오차를 구하고 오차 절대값의 평균을 구하여 정확도를 평가하였다.

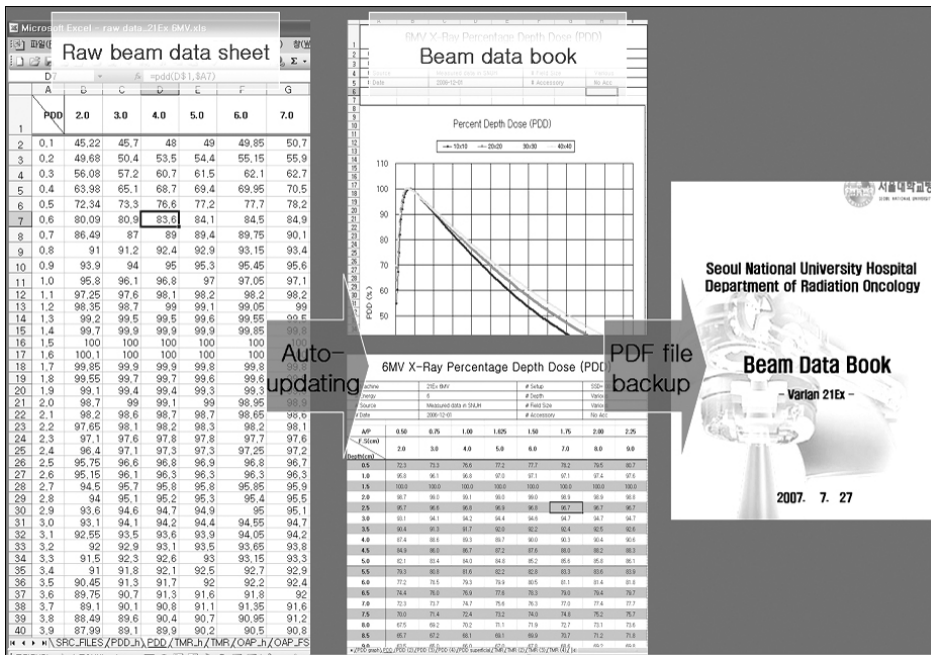


Fig. 7. Beam data book template. It can be updated automatically with the measured beam data and can be printed as a beam data book.

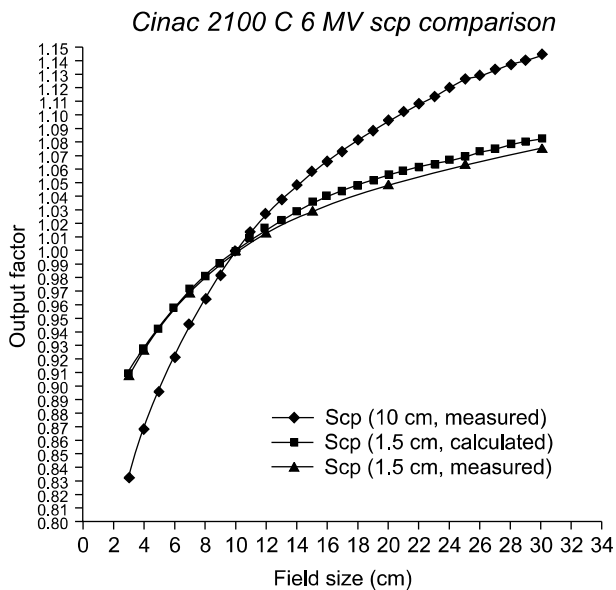


Fig. 8. Comparison of the S_{cp} measured at 1.5 cm and the S_{cp} calculated at 1.5 cm which is corrected the S_{cp} measured at 10 cm.

터에 대해 깊이 보정을 통하여 이들 데이터가 호환이 가능한 것으로 나타났다.

2) 팬텀에서의 계산결과 비교: 광자선과 전자선의 다양한 계산파라미터에 대하여 방사선치료계획시스템에서 계산된 MU와 개발된 프로그램에서의 MU를 비교하였다(Table

Table 3. Comparison of the WF measured at 1.5 cm and the WF calculated at 1.5 cm which is corrected the WF measured at 10 cm.

	10 cm measured	1.5 cm calculated	1.5 cm measured
HW 15°	0.790	0.783	0.780
HW 30°	0.645	0.635	0.630
HW 45°	0.505	0.492	0.487
HW 60°	0.427	0.413	0.410

4, Table 5). 동일한 6 MV 데이터로 commissioning이 이루어진 방사선치료계획시스템 및 MU calculator를 사용하였고, 양의 부호는 방사선치료계획시스템의 MU가 MU calculator의 계산값보다 더 큰 것을 나타낸다. MU calculator의 정확도는 오차의 절대값에 대한 분석 결과를 통해 평가할 수 있다.

6 MV 광자선 계산의 경우 비균질 영역에서의 계산을 제외한 모든 영역에서 오차 절대값의 평균이 3% 이내인 결과를 얻었다. 다만, 최대 절대 오차가 상대적으로 크게 나타난 몇 개의 case가 존재하였는데, 이는 비균질 영역에서의 계산 알고리즘 한계가 원인인 것으로 생각된다. 부호가 있는 오차의 평균값은 계통오차(systematic error)의 존재를 판단하는 것에 유용하였다. 금속 췌기 빔 및 비균질 영역

Table 4. Errors of the calculated MU for photon between the RTPS and the developed program in the phantom simulation.

	Number of data	Error (M±SD, %)	Absolute error (M±SD, %)	Absolute maximum error (%)
Open, SAD	24	0.0±1.1	0.9±0.8	2.6
Open, SSD	20	0.1±1.1	0.7±0.8	2.9
Open, SSD, off-axis	40	1.0±1.1	1.2±0.8	3.5
Aperture, SAD	18	-0.1±0.6	0.5±0.4	1.2
HW	16	-1.2±0.9	1.2±0.9	3.5
HW, off-axis	35	-1.5±1.2	1.6±1.0	3.7
EDW	16	-0.8±0.9	0.9±0.8	2.8
EDW, off-axis	32	-0.2±1.3	1.0±0.9	3.1
Inhomogeneity, SAD	12	2.0±3.1	3.1±1.9	6.7

Abbreviation: M±SD: mean±standard deviation.

Table 5. Errors of the calculated MU for electron between the RTPS and the developed program in the phantom simulation.

	Number of data	Error (M±SD, %)	Absolute error (M±SD, %)	Absolute maximum error (%)
Cone only	24	0.4±1.2	0.7±1.0	3.7
Con + block	13	0.2±1.3	0.8±1.0	2.9
Inhomogeneity	4	-0.9±0.4	0.9±0.4	1.5

Table 6. Errors of the calculated MU for photon between the RTPS and the developed program in the patient plan.

	Number of data	Error (M±SD, %)	Absolute error (M±SD, %)	Absolute maximum error (%)
6 MV, inhomogeneity < 3 cm	84	1.8±1.1	1.9±1.0	4.4
15 MV, inhomogeneity < 3 cm	11	-0.2±0.8	0.8±0.2	1.1
Inhomogeneity > 3 cm, (15 MV)	13	2.0±3.2	2.7±2.6	8.9

계산에서 계통오차가 상대적으로 크게 나타났고, 이는 계산 알고리즘의 차이에 기인한 것으로 판단된다.

9 MeV 전자선의 경우, cone만 사용했을 때의 조건과 비균질 계산 조건에서 ±3% 이내의 비교적 적은 오차를 나타내었다. Block aperture가 있는 계산에서는 aperture의 크기에 따라 오차의 크기가 다양하게 나타났고, 최대 계산오차는 2.9%로 나타났다. Block aperture에 의한 차이는 특히 작은 조사야에서 방사선치료계획시스템의 계산 알고리즘의 부정확성에 의해 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 전자선에서 작은 조사야의 경우에는 방사선치료계획시스템의 계산에 의존하기 보다는 정확한 측정에 의한 COF (cut-out factor)를 사용하여 계산에 적용하는 것이 가장 정확한 MU를 계산할 수 있을 것으로 생각된다.

3) 환자 치료기록을 이용한 검증: 6 MV와 15 MV의 광자선으로 3차원 입체조형 방사선 치료를 받은 17명의 환자 데이터에 대해 MU값의 교차 검증을 시행하였다. 방사선치

료계획시스템의 치료계획 파라미터를 개발된 MU calculator에 입력하여 MU 계산을 시행하고 방사선치료계획시스템의 MU 값과 비교하였다(Table 6). 6MV 광자선의 경우에는 절대 오차가 1.9±1.0%로 나타났다. 몇 개의 6 MV 빔에서는 4% 이상의 오차가 발생하는 경우가 있었는데, 환자 표면의 과도한 굴곡으로 인한 계산 오차라고 생각된다. 15 MV 광자선의 경우에는 0.8±0.2%로 나타났다. 15 MV 광자선 중 깊이 3 cm 이상의 비균질성 영역이 있는 치료빔은 따로 분류하여 비교하였고 절대 오차가 비교적 크게 나타났다(2.7±2.6%, MAX: 8.9%).

고 찰

본 연구에서 개발된 방사선치료계획시스템 검증 프로그램은 상용 스프레드시트 기반(Excel, Microsoft)의 프로그램으로 제작되었다. Excel에 포함된 VBA를 충분히 활용함으

로써 사용자 친화적인 GUI 및 다양한 목적으로의 확장성을 구현할 수 있었다. 그러나 본 연구에서 VBA로 구현된 프로그램에서는 빔을 최대 4개까지 동시에 사용할 수 있고, 구동 시 Excel 프로그램이 필요한 한계가 있다. 하지만 현재 거의 개발이 완료된 C++로 제작된 프로그램은 자체수행 프로그램(executable program)으로 기존에 Excel이 필요했던 번거로움을 없애줄 수 있으며 빔의 개수에 제한 없이 사용할 수 있게 보완 되었다. 그러나 VBA로 구현된 GUI를 통하여 다양한 빔 데이터를 쉽게 commissioning 할 수 있었고, 한 번 프로그램에 로딩된 빔 데이터베이스는 Excel 워크시트 함수(excel worksheet functions)로 쉽게 접근할 수 있었다. 이러한 함수들의 조합을 이용하여 빔 데이터 북 템플릿 및 빔 데이터 비교 템플릿이 제작되었다. 이러한 실용적인 템플릿들은 지루하고 많은 시간이 요구되는 빔 데이터베이스 관리 작업에 많은 도움을 줄 것으로 기대된다.

개발된 프로그램의 가장 큰 특징은 방사선치료계획시스템에 입력되는 빔 데이터 파일을 직접 이용할 수 있다는 것이다. 기존의 자체 제작 MU calculator는 빔 데이터 변경 시 데이터베이스의 업데이트가 까다롭고 많은 시간과 노력이 필요한 단점이 있었다. 그러나 본 프로그램에서는 3차원 물팬텀 등에서 만들어진 빔 데이터파일의 교체만으로 업데이트된 빔에 대한 MU 계산을 쉽게 시행할 수 있었다. 이러한 장점을 이용하면, 방사선치료계획시스템 commissioning 시 방사선치료계획시스템에 측정데이터가 제대로 입력되었는지 검증할 수 있다.

한편, 측정 데이터 자체에 오류가 존재하여 방사선치료 계획시스템과 MU calculator에 동시에 잘못 입력될 가능성을 고려해야 할 것이다. 그러한 경우 다음 두 가지 방법을 통해 오류를 찾아낼 수 있다. 1) 최근 대부분의 방사선치료 계획시스템은 데이터참조 기반의 알고리즘을 사용하기 보다는 빔 모델링을 이용한 convolution 혹은 convolution/superposition 알고리즘을 사용한다. 따라서 일부 데이터 오류는 계산 알고리즘을 통해 어느 정도 보정되기 때문에, 데이터 오류의 영향이 그대로 반영되는 MU calculator와 상당한 오차를 나타낼 것이므로 이를 통해 측정 데이터의 오류를 찾아낼 수 있다. 2) 본 연구에서 개발된 빔 데이터 비교 템플릿을 이용하면, 사용된 빔 데이터베이스를 검증받은 데이터베이스와 총체적으로 비교할 수 있으므로 치명적인 오류를 방지할 수 있다.

본 연구에서는 동일한 빔 데이터로 commissioning 된 방사선치료계획시스템과 MU calculator의 MU 계산을 비교함으로써 MU calculator의 정확성 및 효용성을 검증하였다.

팬텀 실험에서의 광자선은 대부분의 경우에 있어서 $\pm 2\%$ 이내의 적은 오차를 보였고 비균질 영역 계산에 있어서 비교적 큰 오차가 나타났다. 그러나 MU calculator의 이용 목적을 고려할 때 비균질 영역을 적용한 계산이 필요한 경우가 드물기 때문에 효용성 평가에서 이러한 점이 고려되어야 할 것이다. 비균질 영역에서의 오차는 MU calculator의 비균질 보정 알고리즘(effective depth TAR)의 한계로 설명될 수 있다. 유효깊이를 이용한 비균질 보정에서는 측면 산란인자 등을 정확하게 계산할 수 없으므로 큰 오차가 발생할 수 있다.⁷⁾ 한편, 전자선 계산에서는 작은 aperture에 대한 계산에서 방사선치료계획시스템 간 차이를 보였다. 따라서 이러한 조건에서는 정확한 측정을 통한 수계산(manual MU calculation)이 방사선치료계획시스템만 의존하는 것보다 더 나은 결과를 나타낸다.

본 연구를 통하여 3차원 입체조형 방사선 치료 환자에 대한 환자 특이적인(patient specific) MU검증의 가능성을 확인하였다. 과도한 비균질 영역 계산을 제외하면 평균 절대 오차는 $\pm 2\%$ 이하, 최대오차는 5% 이내로 방사선치료계획 시스템 계산과 일치하는 것을 확인할 수 있었다. 다만, 17명의 환자 데이터 중 14명의 환자가 작은 조사야와 큰 굴곡을 갖는 뇌암 환자 데이터인 것을 고려할 때 조사야가 크고 표면의 굴곡이 크지 않은 다른 치료 부위(예: pelvis)에서의 정확성은 크게 증가할 것으로 기대된다.

결 론

본 연구에서 개발된 선량 계산 및 빔데이터 관리 프로그램은 방사선치료계획시스템에 입력되는 동일한 측정데이터를 기반으로 운영되므로 방사선치료계획시스템의 포괄적이고 독립적인 검증에 용이하게 사용될 수 있다. 개발된 프로그램 정확성은 팬텀 측정결과와 환자 데이터를 이용한 방사선치료계획시스템 계산결과와의 비교를 통해 검증되었으며, 치명적인 계산 오류를 방지할 수 있는 환자 특이적 MU 교차검증에 이용할 수 있다. 또한 이 프로그램을 통해 임상에서의 간단한 수계산에 의한 MU 계산의 편의성과 정확성을 높일 수 있다. 또한, 빔데이터베이스 생성 기능을 이용하여 빔데이터 관리, 분석, 경신, 주기적 모니터링 등을 효과적으로 수행할 수 있다.

참 고 문 헌

1. Bedford JL, Childs PJ, Hansen VN, Mosleh-Shirazi MA,

- Verhaegen F, Warrington AP: Commissioning and quality assurance of the Pinnacle radiotherapy treatment planning system for external beam photons. *Br J Radiol* 76:163-176 (2003)
2. Chan J, Russell D, Peters VG, et al: Comparison of monitor unit calculations performed with a 3D computerized planning system and independent "hand" calculations: Results of three years clinical experience. *J Appl Clin Med Phys* 3:293-301 (2002)
 3. Starkschall G, Stredham RE, Wells NH, O'Neill L, Miller LA, Rosen II: Monitor unit calculations as part of beam commissioning for a radiation treatment planning system. Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference. 2000, Chicago
 4. Mijnheer BJ: Quality assurance of monitor unit calculations. *Radiother Oncol* 37:S23 (1995)
 5. Redpath AT: A generic computer program for checking photon beam dose calculations. *Br J Radiol* 76:904-908 (2003)
 6. Khan FM: *The Physics of radiation therapy*. 3rd ed, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA (2003)
 7. Simon JT: A modified power-law formula for inhomogeneity corrections in beams of high-energy x rays. *Med Phys* 18:719-723 (1991)

A Comprehensive Computer Program for Monitor Unit Calculation and Beam Data Management: Independent Verification of Radiation Treatment Planning Systems

Hee Jung Kim*, Yang Kyun Park*, Jong Min Park*, Chang Heon Choi*, Jung-In Kim[§], Sang Won Lee[†], Heon Jin Oh[†], Chunil Lim[†], Il Han Kim[§], Sung-Joon Ye[§]

*Department of Radiation Applying Life Science, Seoul National University Graduate School, [†]Department of Computer Science, Soongsil University, [‡]Radiation standards division, Korea Food and Drug Administration, [§]Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center, Seoul National University College of Medicine, [§]Department of Radiation Oncology, Seoul National University Hospital

We developed a user-friendly program to independently verify monitor units (MUs) calculated by radiation treatment planning systems (RTPS), as well as to manage beam database in clinic. The off-axis factor, beam hardening effect, inhomogeneity correction, and the different depth correction were incorporated into the program algorithm to improve the accuracy in calculated MUs. A beam database in the program was supposed to use measured data from routine quality assurance (QA) processes for timely update. To enhance user's convenience, a graphic user interface (GUI) was developed by using Visual Basic for Application. In order to evaluate the accuracy of the program for various treatment conditions, the MU comparisons were made for 213 cases of phantom and for 108 cases of 17 patients treated by 3D conformal radiation therapy. The MUs calculated by the program and calculated by the RTPS showed a fair agreement within $\pm 3\%$ for the phantom and $\pm 5\%$ for the patient, except for the cases of extreme inhomogeneity. By using Visual Basic for Application and Microsoft Excel worksheet interface, the program can automatically generate beam data book for clinical reference and the comparison template for the beam data management. The program developed in this study can be used to verify the accuracy of RTPS for various treatment conditions and thus can be used as a tool of routine RTPS QA, as well as independent MU checks. In addition, its beam database management interface can update beam data periodically and thus can be used to monitor multiple beam databases efficiently.

Key Words: Radiation Treatment Planning System (RTPS), Monitor Unit (MU), Beam data