

# 는 단

이 태 영

한국원자력연구소

## In vivo 계측 시스템의 교정방법 및 QA

### 1. 서론

in vivo법이 체내방사선모니터링 프로그램의 수행에 널리 사용되고 있는 주요 장점과 이유는 체내에 침착된 방사성핵종을 직접 측정할 수 있다는데 있다. in vitro법에 비해 in vivo법의 장점은 (1)최소검출량 이상으로 충분한 양이 침착되어 있을 때 측정의 정확도가 높고, (2)체내로 유입된 후 쉽게 체외로 배설되지 않고 장기간 체내에 머무르는 불용성 핵종을 측정할 수 있고, (3)측정평가 절차가 간편하고, (4)방사성핵종의 대사모델 없이도 전신 또는 장기중의 초기 방사능을 평가할 수 있고, (5)여러 핵종을 동시에 측정 및 분석할 수 있다[1].

그러나 전신, 체내의 일부 기관 또는 조직 중의 방사능의 양을 결정하기 위해서는 in vivo 계측용 검출기를 교정하여야 한다. 교정이란 피검자의 측정으로부터 얻어진 계수치를 방사능의 양으로 환산하기 위한 환산계수 즉, 계측 효율을 결정하는 일련의 조작이다. 교정방법은 크게 2가지가 있다. 하나는 팬텀에 의한 방법이고, 또 하나는 계산에 의한 방법이다. 첫째로 팬텀에 의한 교정으로부터의 계측효율은

팬텀에 기지의 방사능을 삽입한 다음, 방사능이 삽입된 팬텀과 검출기를 피검자 측정시와 동일한 위치에 놓고 방사능을 측정하여, 기지의 방사능과 측정된 방사능과의 관계로부터 얻어진다. 따라서 계측효율은 팬텀에 영향을 받게 되므로, 교정에 사용되는 팬텀의 기하학적 구조와 팬텀 재질의 흡수 산란특성은 인체 조직과 유사한 것이어야 한다. 현재 in vivo 계측 시스템의 교정목적을 위해 여러 종류의 팬텀이 상용화되어 있다. 둘째로 계산에 의한 교정으로부터의 계측효율은 교정자 입력으로 모델링되는 검출시스템과 자기공명 이미지로 모델링되는 팬텀 또는 사람을 사용하여 방사선 수송계산으로부터 얻어진다.

여기서는 교정방법 즉, 실험적 교정방법과 이론적 교정방법에 대한 기술적 사항을 기술하였으며, 그리고 요구된 측정의 정확도 유지와 오차 발생 방지를 위한 QA 프로그램에 대해서도 간략히 기술한다.

### 2. 팬텀에 의한 교정

#### 가. 에너지/반치폭 교정

에너지/반치폭 교정이란 파고분석기의 채널

번호와 광자 에너지 그리고 피이크 반치폭과 광자 에너지와의 관계를 설정하는 것을 의미 한다. 이 결과는 피이크 영역의 결정, 핵종의 규명 및 정량분석 등에 필요한 기본자료로 사용된다. 에너지/반치폭 교정은 년 1회 정기적으로 수행함을 원칙으로 한다. 단, 검출기를 교체하거나 교정검사카운트 결과가 QA 허용 범위안에 들어 있지 않은 경우에는 즉시 증폭기 이득과 영점을 조정한다. 이때 카운터가 2개 이상의 검출기로 구성된 경우에는 동일한 절차로 각각의 검출기에 대해 증폭기 이득과 영점조정을 수행한 후, 에너지/반치폭 교정을 수행한다.

카운터가 2개 이상의 검출기로 구성된 경우 에너지/반치폭 교정은 동일한 절차로 각각의 검출기에 대해 먼저 교정을 수행한 후, 그룹에 대한 교정을 수행한다. 교정용 선원으로부터 방출되는 에너지의 범위는 측정하고자 하는 관심대상 핵종으로부터 방출되는 에너지를 포함하여야 하며, 스펙트럼 간섭효과가 발생되지 않도록 에너지 간격이 충분하여야 한다.

#### 나. 효율교정

검출기의 효율교정이란 팬텀에 기지의 방사능을 삽입한 다음, 방사능이 삽입된 팬텀과 검출기를 피검자 측정시와 동일한 위치에 놓고 방사능을 측정하여, 기지의 방사능과 측정된 방사능과의 관계로부터 계측효율을 얻는데 필요한 일련의 과정이다. 사용되는 팬텀의 기하학적 구조와 팬텀 재질의 흡수 산란특성은 인체조직과 유사한 것이어야 한다. 또한 효율교정용 선원으로부터 방출되는 에너지의 범위는 측정하고자 하는 관심대상 핵종으로부터 방출되는 에너지를 포함하여야 하며, 스펙트럼 간

섭효과가 발생되지 않도록 에너지 간격이 충분하여야 한다. 그리고 선원강도는 3 % 이하의 불확도로 기지의 방사능이어야 한다.

효율교정용 선원이 삽입된 팬텀을 측정한 후에는 출력된 피이크 해석 결과를 상세히 검토한다. 효율교정용 스펙트럼에서 관심대상의 에너지 영역에서의 계수치에 대한 계수오차가 3 % 이내인지를 확인한다[2]. 만약 이 범위에 들지 않으면 측정시간을 늘려 재측정을 한다. 재측정 결과, 오차가 허용범위 내에 들지 않을 경우에는 새로운 선원의 교체가 필요하다.

교정수행 결과로 나타나는 효율교정곡선을 상세히 검토한다. 측정효율이 커브 피팅한 효율곡선 상에 놓이도록 곡선의 차수를 조정한다(그림 1). 또한 측정효율에 대한 계산효율의 오차를 확인한다(그림 2). 교정이 완료되면 시험용 선원이 삽입된 팬텀을 측정하여 효율교정검증을 수행한다.

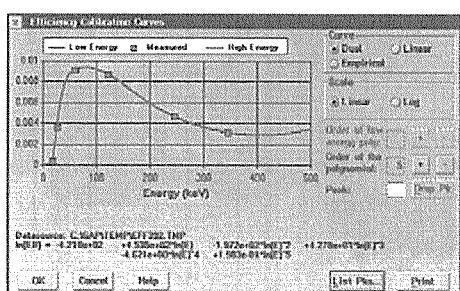


그림 1. 효율교정곡선

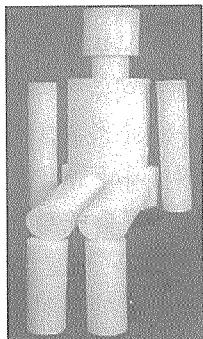
List Peaks					
	X-Value [keV]	Calculated Efficiency	Measured Efficiency	Measured Error (%)	Deviation (%)
1	17.70	0.00035	0.00035	3.64	0.00
2	26.40	0.00351	0.00351	3.63	0.01
3	59.50	0.00906	0.00906	3.50	0.01
4	121.80	0.00860	0.00860	3.51	0.00

그림 2. 계산효율과 측정효율

### (1) 전신교정용 팬텀

100 keV이상의 광자를 방출하는 핵종 중에서 전신에 균일하게 분포하는 방사성물질의 *in vivo* 측정용 검출기의 교정에는 BOMAB(Bottle Manikin Absorption) 팬텀이 사용된다[3]. 이 팬텀은 인체부위를 모의한 타원형 또는 원형으로 된 10개의 용기로 되어 있다.

표 1. 표준 남성 BOMAB 팬텀의 치수



Container	Quantity	Cross section Shape	Cross section Dimensions(cm)	Height (cm)	Volume (ml)
1. Head	1	ellipsoid	19x14	20	3525
2. Neck	1	circular	13 dia	10	1030
3. Chest	1	ellipsoid	30x20	40	16970
4. Pelvis	1	ellipsoid	36x20	20	9990
5. Arms	2	circular	10 dia	60	3800(2)
6. Thighs	2	circular	15 dia	40	6050(2)
7. Calves	2	circular	12 dia	40	3745(2)
Total	10			170	58,705

분포되어 있다.

### (2) 폐 교정용 팬텀

폐에 침착된 Pu, Am 및 기타 초우란 원소의 *in vivo* 측정용 검출기의 교정에는 JAERI(Japan Atomic Energy Research Institute) 팬텀[5]과 LLNL(Lawrence Livermore National Laboratory) 팬텀이 [6] 사용된다. 또한 이들 팬텀은 고 에너지 광자 방출핵종의 폐 침착량 측정을 위한 검출기의 교정에도 사용된다. 이들 팬텀은 그림 3에서 보는 바와 같이 몸통, 몸통 플레이트(Torso Plate) 및 이의 덮개(Overlays), 늑골·흉골 그리고 폐, 간장, 신장 및 심장 등으로 구성되어 있다.

용기 셀의 두께는 0.5 cm이고, 셀의 재질은 폴리에틸렌이다. 각 용기의 단면적과 높이는 ICRP 23 표준 남성의 체위로부터 유도된 것이며[4], 각 용기의 치수는 표 1과 같다. 용기 내부에 조직등가물질로 폴리우레탄, 물 또는 수지 등을 채워 넣었으며, 용기 내부 물질의 전 영역에 인증표준물질이 균일하게

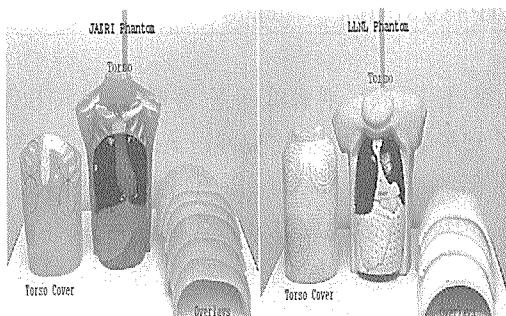


그림 3. JAERI 및 LLNL 팬텀

JAERI 팬텀의 몸통플레이트는 90 % 근육과 10 % 지방으로 구성되어 있으며, 덮개는 가슴벽 내의 근육대 지방의 비를 모의하기 위해 C1 시리이즈(근육 90 %, 지방 10 %), C2 시리이즈(근육 80 %, 지방 20 %) 그리고 C3 시리이즈(근육 70 %, 지방 30 %) 등이 있다.

이의 구성비는 몸통 플레이트에 각 시리이즈의 덮개를 덮어 씌울 때 주어지는 가슴벽에서의 근육대 지방의 비이다. 몸통 플레이트 및 각 시리이즈에 대한 덮개의 사양은 표 2에 주어졌으며, 모의할 수 있는 가슴벽 두께는 10 % 지방에서 3개(1.96 cm, 2.81 cm, 3.49 cm), 20 % 지방에서 2개(2.81 cm, 3.47 cm), 30 % 지방에서 2개(2.78 cm, 3.47 cm)이다.

표 2. JAERI 팬텀의 몸통 플레이트 및 덮개의 사양

JAERI phantom Configuration	AM (Adipose:Muscle)	Chest Wall Thickness (cm)
TP	10:90	1.96
TP+CZ10879	10:90	2.81
TP+CZ11577	10:90	3.49
TP+CZ20853	20:80	2.81
TP+CZ21559	20:80	3.47
TP+CZ30826	30:70	2.78
TP+CZ31541	30:70	3.47

한편, LLNL 팬텀의 몸통 플레이트는 100 % 근육등가물질이며, 덮개는 A 시리이즈(근육 87 %, 지방 13 %), B 시리이즈(근육 50 %, 지방 50 %) 그리고 C 시리이즈(근육 100 %) 등이 있다. JAERI 팬텀의 덮개와 달리 각 시리이즈의 덮개를 몸통 플레이트에 덮어 씌울 경우 가슴벽에서의 근육대 지방의 비는 변하게 된다. 따라서 A 시리이즈와 B 시리이즈의 덮개를 몸통 플레이트에 덮어 씌울 경우에만 가슴벽에서의 근육대 지방의 비가 변하게 되는데, 이때 가슴벽에서의 지방대 근육의 비는 다음과 같이 계산된다[7].

$$AM = \frac{OET \times EOAC \times \frac{OD}{TD}}{TET}$$

여기서, AM은 덮개를 몸통 플레이트에 덮어 씌울 때 나타나는 가슴벽 두께에서의 지방 대 근육의 비, TET는 가슴벽 유효두께, OET는 몸통 플레이트의 유효두께, EOAC는 몸통 플레이트의 유효지방분율, OD는 몸통 플레이트의 밀도, TD는 몸통의 밀도이다. 몸통 플레이트 및 각 시리이즈에 대한 덮개의 사양은 표 3에 주어졌다.

JAERI 및 LLNL 팬텀에 사용되는 폐 세트의 유형은 그림 4에서 보는 바와 같이 2가지 종류이다. 하나는 폐내 방사능 분포가 균일한 폐 세트(whole lung set)이며, 이 분포패턴은 ANSI N13.30[8]에서 기술한 폐 카운터의 측정 성능 시험기준에 관한 지침에서 규정한 내용을 따른 것이다. 또 하나는 폐를 수평으로 잘라서 11개의 조각으로 만든 후, 이를 다시 합체하면 폐의 완전체가 되는데 이 완전체의 각 틈새에 방사능이 평면 위에 균일하게 분포된 평면 삽입물을 끼워넣을 수 있게 한 폐 세트(sliced lung set)이다. 이것은 폐내 방사능의 균일 분포를 모의하고자 고안한 것이며, whole lung set에 비해 제작이 용이하고 제작 경비가 저렴한 등 여러 이점을 가지고 있다.

### (3) 갑상선 교정용 팬텀

갑상선에 침착된 방사성요오드의 in vivo 측정용 검출기의 교정에는 ANSI 목 팬텀, RSD(Radiology Support Devices) 목 팬텀, KKH(Kyoto Kagaku Hyohon) 목 팬텀 및 BRMD(Bureau of Radiation and Medical Devices) 목 팬텀 등이 사용된다[3,9]. 표 4에는 표준남성에 대한 갑상선 관련 ICRP 권고값과 함께 각 팬텀의 설계사양에 대한 값들이 주어졌다.

표 3. LLNL 팬텀의 몸통 플레이트 및 덮개의 사양

LLNL phantom Configuration	AM (Adipose:Muscle)	Chest Wall Thickness (cm)
TP	0:100	1.73
TP+OV A1	26:74	2.39
TP+OV A2	40:60	3.06
TP+OV A3	45:55	3.48
TP+OV A4	52:48	4.20
TP+OV B1	15:85	2.39
TP+OV B2	21:79	2.89
TP+OV B3	26:74	3.41
TP+OV B4	30:70	3.99
TP+OV C1	0:100	2.40
TP+OV C2	0:100	3.02
TP+OV C3	0:100	3.57
TP+OV C4	0:100	4.29

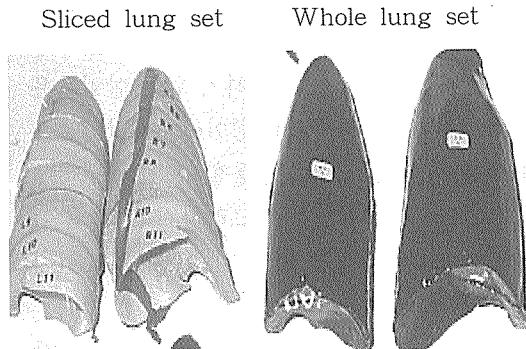


그림 4. sliced lung set와 Whole lung set

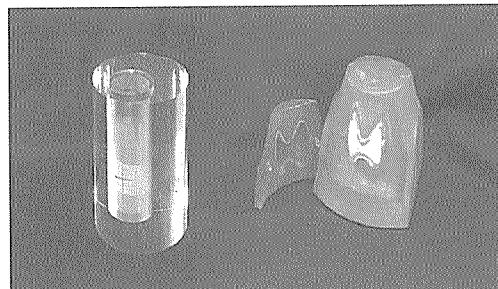


그림 5. ANSI 목 팬텀(왼쪽)과 RSD 목 팬텀(오른쪽)

표 4. 표준 남성의 갑상선에 대한 ICRP 권고 값과 각 팬텀의 갑상선 삽입물의 치수

Dimension	ICRP <sup>a</sup> (cm)	ANSI (cm)	RSD (cm)	KKH <sup>b</sup> (cm)	BRMD (cm)
Transverse diameter	2-4	3.1	2.8	1.8-2.1	2.5
Vertical diameter	5-8	7.5	5.6	4.6-7.0	5.0
Anteroposterior diameter	1-2.5	3.1	2.2	2.7-3.7	N/A
Isthmus: height	2	N/A	2	2.2-3.0	1.1
width	2	N/A	2	0.6-1.0	1.8
depth	0.2-0.6	N/A	0.7	0.5-0.9	N/A
Total width	6-10	3.1	7.6	4.2-5.1	6.8
Overlaying tissue thickness	0.2-4	0.5-2.4	0.5-1.4	0.7-1.2	1 or 1.7
Thyroid volume(ml)	19 <sup>c</sup>	0-30	6.8, 16	7.6-35.3	19.0

<sup>a</sup>ICRP values given to one significant figure only.<sup>b</sup>The range for the KKH inserts refer to the dimensions of the smallest and largest inserts.<sup>c</sup>Obtained by multiplying ICRP 23 reference weight by thyroid tissue density.

ANSI 팬텀은 그림 5에서 보는 바와 같이 직경 127 mm, 높이 127 mm의 아크릴 원주형에 직경이 5 cm, 깊이가 10 cm인 구멍을 파놓은 것이다. 갑상선을 모의하기 위한 삽입물은 3 cm 직경의 폴리에틸렌 병이며, 이 삽입물은 30 ml까지 유동 용량을 수용할 수 있는 구멍에 삽입된다. 그러나 협부는 고려하지 않았다. 이 팬텀은  $^{131}\text{I}$ 의 측정을 위한 기준으로 ANSI에서 채용되고 있다.

RSD 팬텀은 그림 5와 같이 목, 갑상선, 갑상선 덮개, 일부분의 목뼈, 흉골 및 쇄골 등으로 구성된다. 내부가 땅빈 셀 모양의 갑상선은 플라스틱으로 만들었으며, 내부에는 액체상, 또는 고체상의 선원이 채워진다. 갑상선의 부피는 6.8 ml 또는 16 ml이다.

KKH 팬텀의 목은 직경 10 cm, 높이 10 cm의 아크릴 셀로 되어 있고, 목 내부에 갑상선 삽입물, 추골, 기관 등이 들어있다. 7.7, 12.1 14.8, 26.5 및 35.3 ml의 다양한 부피를 지닌

내부가 땅빈 셀 모양의 갑상선은 목 내부에 설치되며, 액체상의 선원이 셀 내부에 채워진다.

BRMD 팬텀의 목은 폴리우레탄으로 되어 있고, 목 내부에는 갑상선 삽입물을 위한 동공과 기관을 모의하기 위한 공동이 들어있다. 갑상선 삽입물은 필터종이에 침착된 방사성물질을 폴리우레탄 레진으로 밀봉한 것이며, 이의 크기는 19 ml이다. 계측효율에 기반을 둔 방법을 적용하여 각 목 팬텀간의 차를 비교해 본 결과는 표 5에 주어졌다[9]. 이를 위해 사용된 교정용 선원은  $^{125}\text{I}$ 이다.

### 3. 계산에 의한 교정

팬텀에 의한 교정은 표준인 자료의 생성, 인체대용물질개발, 팬텀의 설계 제작 및 검증 등 광범위한 기술이 뒷받침되어야 한다. 그러나 표준 팬텀이 개발되어 교정에 사용된다 할지라도 이로부터 얻은 계측효율은 표준인에 해당하는 값이므로 개인마다 체위의 차이에 따

표 5. ANSI, RSD, KKH 및 BRMD 목 팬텀으로부터 얻어진 계측효율(cps/Bq)

Phantom	Insert size (cm)	0(cm)	Phantom-detector distance		
			12(cm)	18(cm)	30(cm)
ANSI	20.0	256.3	60.3	34.2	14.8
RSD	6.8	169.4	60.3	35.4	14.8
		(218.2)			
KKH	16.0	148.1	63.5	34.4	14.1
		(205.2)			
BRMD	7.6	203.4	46.4	26.4	12.1
	12.1	200.1	47.5	27.3	12.2
	14.8	184.3	43.7	25.2	11.1
	26.5	195.3	44.2	25.4	11.4
	35.3	184.6	43.6	24.8	10.9
BRMD	20.0	261.7	65.4	37.5	16.5
	20.0 <sup>a</sup>	195.1	48.8	28.8	13.1

<sup>a</sup>Overlay plate present.

른 계측효율은 얻을 수 없다. 또한 실제의 조직 및 장기의 형상에 대한 모의와 이의 대용물질의 사용은 기술적으로 제약되어 있다. 이러한 문제점을 기술적으로 해결하기 위한 방편으로 현재 이론적 방법에 의한 교정기술 개발이 활발히 진행 중에 있으며, 여기서는 대표적인 것으로 MRIPP(Magnetic Resonance Image Photon Phantom)[10]에 의한 교정방법을 간략히 기술한다.

#### 가. 선원 계측효율의 실험적 도출

에너지/반치폭 교정을 완료한 후, *in vivo* 계측 시스템으로 선원을 측정하여 계측효율을 구한다. 선원의 형상은 점 선원, 디스크 선원, 육면체 선원 등이 사용된다. 선원 계측효율은 앞으로 언급될 보정인자와 함께 팬텀 또는 사람에 대한 계측효율을 구하는데 사용된다.

나. *in vivo* 계측 시스템 및 선원의 모델링  
*in vivo* 계측 시스템과 관련해서는 검출기, 검출기 차폐체(측면 및 앞면), 검출기 어셈블리, 검출기 어셈블리 차폐체 등을 모델링한다. 선원과 관련해서는 선원 및 선원 차폐체의 크기, 재질 및 밀도 등을 모델링한다. 선원 계측효율을 구할 때와 동일한 위치 즉, 선원과 검출기와의 거리, 검출기의 좌표 및 검출기 각도( $\theta, \phi$ ) 등을 모델링한다.

#### 다. 선원에 대한 이론적 계측효율 계산

선원과 *in vivo* 계측 시스템을 모델링한 후, 몬테칼로 시뮬레이션을 통해 검출기내에서 생성된 펄스의 에너지 분포를 계산한다. 즉 선원에 대한 이론적 계측효율을 구한다. 이 효율은 보정인자를 구하는데 사용된다.

#### 라. 사람 또는 팬텀에 대한 이론적 계측효율 계산

MRI로 팬텀 또는 사람을 모델링한다. 그리고 팬텀 또는 사람을 측정할 때와 동일한 위치 즉, 팬텀 또는 사람의 기준점으로부터 검출기의 좌표 및 검출기 각도( $\theta, \phi$ ) 등을 모델링한다. 몬테칼로 시뮬레이션을 통해 검출기내에서 생성된 펄스의 에너지 분포를 계산한다. 즉 팬텀 또는 사람에 대한 이론적 계측효율을 구한다. 이 효율은 보정인자를 구하는데 사용된다.

#### 마. 보정인자 생성

선원에 대한 이론적 계측효율과 팬텀 또는 사람에 대한 이론적 계측효율을 비교하여 보정인자를 생성하며, 이 인자는 다음과 같이 계산된다.

$$\text{보정인자} = \frac{\text{팬텀 또는 사람에 대한 이론적 계측효율}}{\text{선원에 대한 이론적 계측효율}}$$

#### 바. 계측효율 계산

팬텀 또는 사람에 대한 계측효율은 실험적 방법으로 얻은 선원 계측효율과 보정인자를 사용하여 다음과 같이 구한다.

$$\text{팬텀 또는 사람에 대한 계측효율} = (\text{선원에 대한 계측효율}) \times (\text{보정인자})$$

예로 MRIPP에 의한 교정을 통해 얻어진 천연우라늄, 3% 농축우라늄 및  $^{241}\text{Am}$ 에 대한 한국원자력연구소 폐 카운터의 계측효율을 표 6에 나타내었다.

#### 4. QA

*in vivo* 계측 시스템을 일상 모니터링 또는

표 6. 보정인자 및 계측효율 계산결과

Nuclide	Energy (keV)	Simple source efficiency (cps/Bq)	Correction factor	Simulated efficiency (cps/Bq)
U-nat	63	$6.92 \times 10^{-4}$	0.870	$6.02 \times 10^{-4}$
	185	$8.25 \times 10^{-3}$	0.931	$7.68 \times 10^{-3}$
3%U-235	63	$2.92 \times 10^{-3}$	0.853	$2.49 \times 10^{-3}$
	143	$1.80 \times 10^{-3}$	0.900	$1.62 \times 10^{-3}$
	185	$7.70 \times 10^{-3}$	0.923	$7.11 \times 10^{-3}$
Am-241	60	$1.06 \times 10^{-2}$	0.929	$9.85 \times 10^{-3}$

특수 모니터링에 사용하여 항상 정확한 측정 결과를 얻을 수 있도록 하기 위해서는 정기보수 점검을 실시해 항상 시스템이 정상적으로 작동할 수 있도록 정비 및 조정하여야 한다. 따라서 이를 위한 QA 프로그램을 확립하여 이 절차에 따라 정기적 또는 필요시 시스템의 이상 유무를 확인하여야 한다. 일반적으로 이와 같은 행위는 교정검사 카운트와 백그라운드 검사 카운트를 수행함으로써 소기의 목적을 달성할 수 있다.

교정검사 카운트의 경우, FASTSCANS에 대해서는  $^{137}\text{Cs}$ 과  $^{60}\text{Co}$  혼합 선원을, U/Pu 카운터에 대해서는 천연우라늄을 가지고 교정검사 카운트를 수행한다. 이때 선원과 검출기의 위치는 재현성을 유지하여야 하며, 카운트는 이득조정과 에너지/반치폭 교정 후에 수행

되어야 한다. 카운트 결과로부터 얻어진 방사능, 피이크  $X^2$ , 피이크 중심 등을 QA 제한치와 비교한다. 백그라운드 검사 카운트는 선원 없이 수행한다.

## 5. 결 론

여기서는 팬텀에 의한 교정방법과 계산에 의한 교정방법에 대한 기술적 사항을 기술하였다. 교정결과는 계통오차를 줄 수 있는 하나의 요소가 되므로 정확한 교정방법과 절차에 따라 *in vivo* 계측 시스템을 교정하는 일이 중요하다. 또한 측정결과의 품질을 보증하기 위해서는 확립된 QA 절차에 따라 정기적 또는 필요시 시스템의 이상 유무를 확인하여야 할 것이다. **KRIA**

## 참 고 문 헌

- R. Toohey, E. Palmer, L. Anderson et al., "Current status of whole-body counting as a means to detect and quantify previous exposures to radionuclides," *Health Phys.* Vol. 60, Sup. 1, 7-42(1991).
- IAEA, Direct Method for Measuring Radionuclides in the Human Body, IAEA Safety Series No. 114(1996).

3. ICRU, Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection, ICRU Report 48(1992).
4. ICRP, Report of the Task Group on Reference Man, ICRP No. 23(1974).
5. T. Shirotani, "Realistic torso phantom for calibration of in vivo transuranic-nuclide counting facilities," J. Nucl Sci. Tec. 25, 875-883(1988).
6. R.V. Griffith, P. N. Dean, A. L. Anderson, J. C. Fisher, "Fabrication of a tissue-equivalent torso phantom for intercalibration of in vivo transuranic-nuclide counting facilities," in : Proc. IAEA international symposium on advances in radiation protection monitoring, IAEA-SM-229/56, 493-504, IAEA, Vienna(1978).
7. Private Communications(1998).
8. ANSI, American National Standard for Performance criteria for Radiobioassay, ANSI N13.30(1997).
9. G.H. Kramer, G. Olander, S. Vlahovich et al. "Comparison of the ANSI, RSD, KKH, and BRMD thyroid-neck phantoms for <sup>125</sup>I thyroid monitoring", Health Phys. 70(3), 425-429(1996).
10. J. F. Briesmeister, MCNP 4A-Monte Carlo Neutron and Photon Transport Code System. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory: Report Number LA-7396(1993).



동위원회는 년 4회(3, 6, 9, 12월)발간하는 계간지로서  
방사성동위원회/방사선 등과 관련한 국내외 최신정보를 주내용으로 방사성동위원회 및 방사  
선발생장치 등을 사용하는 일반산업체, 비파괴업체, 판매업체, 교육기관, 연구기관, 의료기  
관 등과 동분야 관계자를 비롯, 정부 및 유관기관 등을 대상으로 배포되고 있습니다.

광고를 희망하는 기관은  
협회 기획관리팀(담당: 전승엽, 전화: 02-566-1092)에 문의하시기 바랍니다.

#### 〈광고 게재료〉

구 분	표 3	표 4	내 지
금 액	1,200,000원	1,500,000원	1,000,000원
비 고	컬러 인쇄(부가세, 원색분해비 별도)		2도 인쇄(부가세 별도)