

## 팬텀 입문 (2)

城谷孝

(Takashi Shinotani)

일본원자력연구소 동해 연구소

보건물리부 주임연구원

팬텀材의 설계·제작은, 팬텀材의 감약계수의 시점에서 실시하고자 하는 기본적 생각을 구체적인 예를 들어 설명했다. 또한 기존의 팬텀材에 대해, 기초가 되는 선감약계수의 값을 제시하고, 아울러 실효 원자번호, 전자밀도도 제시했다.

### 1. 팬텀재 설계사고의 변천

팬텀재는 (I)에서 말한대로 목적에 따라 여러가지 소재가 있어, 단독 또는 조합에 의해 사용되고 있습니다. 초기의 의학용 팬텀재의 개발은, 그 밀도와 원소조성이 인체조직의 밀도와 원소조성과 같은 소재를 여하히 만드느냐 하는 것이었습니다. 그 후 실효 원자번호와 전자밀도를 고려하게 되어, 인체조직과 기존 팬텀재에 대한 그러한 값을 구하는 논문을 다수 발표하기에 이르렀습니다. 이를테면 Rossi(1956)의 겔狀의 팬텀재료는 인체의 연조직을 ( $C_5 H_{40} O_{18} N$ )

와 近似시켜, 그 실효 원자번호와 전자밀도는 Table에 나타나는 것과 같이 계산되어, 밀도는 약  $1g/cm^3$ 으로 되어 있습니다. 이 표에는 참고를 위해, Jones(1949)의 Mix-D, 현재 사용하고 있는 팬텀재, 인체조직 등의 실효 원자번호와 전자밀도에 대한 필자의 계산결과도 나타나 있습니다.

방사선 의학에서는, X선의 실효 에너지가 30-100keV의 범위이며, 방사성 의약품을 투여하여  $\gamma$ 카메라로 진단하는 핵의학에 있어서도  $\gamma$ 선 에너지는 300keV 이하가 많아, 이 에너지 범위로 방사선 상호작용이 정확하게 재현할 수 있는 팬텀재가 필요하게 됩니다. 또한 인체조직은 연골, 피부골, 골수, 근육, 지방, 폐조직, 피부, 혈액, 기타 여러가지로 구성되기 때문에 진단이 치료에 사용되는 팬텀은 그러한 조직에 대응할 수 있는 밀도와 방사선 특성의 정밀함이 중요하게 되어, 더욱이 病狀이 진행함에 따라 조직의 원소조성이나 밀도가 변화하기 때문에 그것에 대처할 수 있는 팬텀재가 요구됩니다. 이를테면 骨조장중의

진단에는 그 진행에 따른 骨密度的 변화가 표현되는 팬텀재가 필요하게 됩니다. 또한 방사선 조사용의 body phantom에 재질 뿐 아니라 형상의 정확성도 필요하게 됩니다.

라스틱재의 루사이트, 아크릴 등이 그대로 사용되거나, 또는 단순히 인체형상 용기재로서 허드렛물을 넣어 사용하는 일이 많아졌습니다. 그것은 물은 인체에 차지하는 비

Table 1 팬텀재와 인체조직의 물리데이터

名 稱	密 度 (g/cm <sup>3</sup> )	分子式 또는 組成 (w %)	實效原子番號 (Z)	電子密度 (n/cm <sup>3</sup> )
루사이트 (메타크릴 樹脂)	1.185	CH <sub>2</sub> =C (CH <sub>3</sub> ) COOCH <sub>3</sub>	6.47	3.83 E+23*
아크릴	0.974	CH <sub>2</sub> =CHOOCH <sub>3</sub>	6.70	3.17 E+23
폴리에티렌	0.95	CH <sub>2</sub> =CH <sub>2</sub>	5.44	3.23 E+23
폴리우레탄	1.05	Polyisocyanate=41.2 Polyol =58.8	6.10	3.44 E+23
에폭시	1.16	H=27.6 C=21.6 N=0.46 O=4.16	6.19	3.76 E+23
파라핀	0.92	C <sub>16</sub> H <sub>34</sub>	5.43	3.21 E+23
Mix D	0.99	Paraffin wax =60.8 Polyethylene =30.4 Magnesium oxide =6.4 Titanium dioxide =2.4	7.47	3.36 E+23
겔狀軟組織材	~1.00	Water 66.2 Gelatin 20.2 Glycerol 5.2 Sucrose 8.4	7.19	3.31 E+23
水	1.00	H <sub>2</sub> O	7.42	3.34E+23
脂肪	0.92	元素組成比는 ICRP Pub.23을 參照	6.23	3.09 E+23
筋肉	1.06		7.43	3.50 E+23
皮質骨	1.44		10.66	4.65 E+23

한편, 원자력 시대의 보건물리에는 주로 핵분열 생성물에서의 200keV이상의 높은 에너지의  $\gamma$ 선이 문제가 되어 방사선 의학에서 사용하는 低에너지 X선은 거의 무시되어 팬텀재의 실효 원자번호나 전자밀도의 상세한 수치는 중요시되지 않고, 밀도와 원소조성이 고려될 정도가 되었습니다. 그 결과 현재 사용하고 있는 Tabel에 제시된 플

율이 높고, 수소함유량도 인체에 가까워 중성자 팬텀재로서도 적당하다는 이점을 가진 팬텀재이기도 하지만, 인체조직의 광전 감약계수가 비교적 高에너지 광자에 대해서는 매우 작기 때문에 소재에 방사선 상호작용의 전반적인 정확한 재현이 반드시 필요하지도 않아, 정밀한 팬텀재 개발의 필요성이 희박해졌기 때문이라고 말할 수 있습니다.

즉 원자력 분야에서는 팬텀재에 대한 요구 내용이 방사선 의학과는 다르다는 것입니다.

그러나 약 20년전부터 Pu이용이 현실문제로 됨에 따라, 사고시의 Pu 肺沈着量を 低에너지 광자 측정에서 결정하는 것이 중요한 과제가 되고, 또한 ICRP 권고도 개정될 때마다 선량측정 평가의 정밀성이 요구되어, 散亂線을 포함한 中·低 에너지 광자의 총선량에의 기여도 명확하게 할 필요가 있게 되었습니다. 그것을 위해서는 低에너지 광자에 대해 정확한 감약계수를 가진 팬텀이 필요하게 되어, 여러가지 팬텀이 개발되어 왔습니다. 그 중에서도 1970년대 후반에 접어들어, White<sup>(1)</sup>가 제안한 팬텀재 제작법은 주목할만한 것이여서, 현재에 이르기까지 정밀성을 요구하는 팬텀의 대부분은 이 사고방식을 바탕으로 하여 제작되어 왔습니다. 다음에 그 사고방식의 요점을 간단히 소개하겠습니다.

## 2. 팬텀재 설계의 기초

정밀한 팬텀재라는 것은, 광자의 인체조직에 대한 방사선 상호작용과 같은 상호작용을 가진 소재를 말합니다. 구체적으로는, 전호 (I)에서도 말한 바와 같이, 인체조직의 밀도 외에 질량 감약계수(mass attenuation coefficient), 질량 에너지 흡수계수(mass energy absorption coefficient) 및 전자에 대한 질량 저지능(electron mass stopping powers)과 질량각 散亂能(electron mass angular scattering power)을 같도록 한 소재라는 것이 됩니다. 통상의 팬텀에서는 광자의 투과와 산란이 문제가 되기 때문에 가장 중요한 인자는 밀도와 질량 감약계수입니다. 그 중에서 광전 감약계수는 원자번호 Z의 5乗에 비례하고 콤프턴 산란은 Z에 비례하기 때문에 低에너지용 팬텀재로는 이 감약계수가 가장 중요한 인자가 됩니

다. 이 인자에 중점을 두어 다음에 설명하겠습니다.

단일의 원소나 화합물에도 광자 에너지(E)와 감약계수( $\mu$ )의 관계를 兩對數紙에 좌표로 나타내면, 低에너지 영역에서는 Fig.1에 나타나듯이 직선으로 나타납니다. 따라서 인체조직의 직선 H에 될 수 있는데

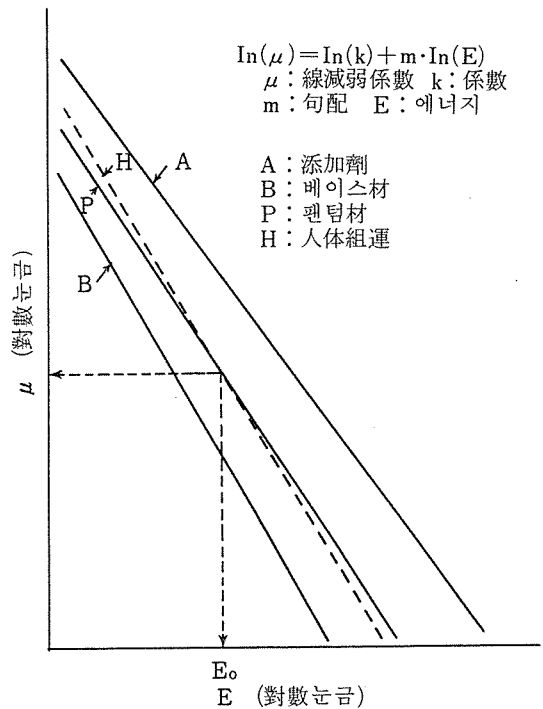


Fig.1 線減弱係數와 에너지와의 關係

로 접근하도록 어떤 소재(베이스材, Fig.1의 직선  $\beta$ 에 합리적으로 선택된 첨가제(직선 A)를 最適量으로 가하면, 팬텀재(직선 P)가 됩니다. 일반적으로 직선의 구배(m)는 원소(원자번호)에 의해 원소조성의 차이로 변화하기 때문에 두 직선 P와 H는 완전히 겹치는 일은 없고 어떤 1점( $E_0$ )에서 교차됩니다. 첨가제의 종류나 양에 의해 직선 B의 위치나 구배가 변하고 교차점( $E_0$ )도 이

동합니다. 즉 모든 에너지영역에서 인체조직과 일치하는 팬텀材는 실현 불가능하다는 것입니다. 따라서 Eo값은 팬텀이 어떤 에너지 점 내지 어떤 에너지 범위에서 널리 사용되는가에 따라 선정되지 않으면 안됩니다.

필자의 팬텀(전호 Fig.1)의 경우는, Pu의 평균 17keV의 LX선을 측정대상으로 하고 있기 때문에 실험에 편리하도록 <sup>93m</sup>Nb의 KX선 에너지 16.6 keV를 Eo로 선택하여, 이 점에서 팬텀재의 선감약계수가 인체조직의 선감약계수와 같이 되도록 첨가제의 양을

결정하고 있습니다. 첨가제 최적량 결정식의 구체적인 설명은 길게 되기 때문에 문헌<sup>2)</sup>을 참조하십시오(전호의 문헌 1도 참고하십시오.) 이 방법으로 원소조성이 다른 어떤 장치, 조직의 소재도 제작이 가능합니다.

### 3. 팬텀재의 실례

베이스재는 인체조직의 주요원소(H, C, N, O)를 가지며, 밀도는 1g/cm<sup>3</sup>정도 이하의 물질로 팬텀 주형가공을 하기 위해 可能性

Table 2 各種 팬텀材와 人體組織의 線減弱係數  
( $\mu_p$ : 光電減弱係數,  $\mu_c$ : 콘프턴 散亂減弱係數)

名 稱	線 減 弱 係 數 (cm <sup>-1</sup> )					
	17.2keV		60.0keV		100keV	
	$\mu_p$	$\mu_c$	$\mu_p$	$\mu_c$	$\mu_p$	$\mu_c$
루사이트	5.649E-1	2.012E-2	9.135E-3	2.045E-1	1.737E-3	1.876E-2
아크릴	5.297E-1	1.649E-1	8.657E-3	1.681E-1	1.651E-3	1.543E-1
폴리에티렌	2.439E-1	1.702E-1	3.718E-3	1.689E-1	6.959E-4	1.544E-1
폴리우레탄	4.034E-1	1.805E-1	6.384E-3	1.825E-1	1.207E-3	1.677E-1
에폭시	4.707E-1	1.898E-1	7.471E-3	1.939E-1	1.414E-3	1.779E-1
파리핀	2.443E-1	1.736E-1	6.828E-3	1.756E-1	6.873E-4	1.571E-1
물	8.072E-1	1.722E-1	1.355E-2	1.766E-1	2.597E-3	1.623E-1
ICRU球 팬텀	7.427E-1	1.710E-1	1.238E-2	1.753E-1	2.374E-3	1.610E-1
[人體組織]						
脂肪 (0.92)*	4.083E-1	1.641E-1	6.734E-3	1.648E-1	1.288E-3	1.509E-1
筋肉 (1.06)*	8.906E-1	1.809E-1	1.533E-2	1.856E-2	2.964E-3	1.706E-1
肺 (0.28)*	2.383E-1	4.782E-2	4.119E-3	4.906E-2	7.984E-4	4.508E-2
軟骨 (1.10)*	9.209E-1	1.883E-1	1.578E-2	1.931E-1	3.051E-3	1.774E-1
骨** (1.44)*	4.278E+0	2.354E-1	9.088E-2	2.446E-1	1.368E-1	2.254E-1

(上記의 線減弱係數의 算出에 사용한 元素斷面積表는 文獻 5)

\* 括弧內的 數値는 組織의 密度(g/cm<sup>3</sup>)을 나타냄.

\*\* 骨의 組成 皮質骨=50w%, 深骨=12.5w% 赤色 및 黃色骨髓=18.75w%

이 높은 소재가 바람직하다고 말할 수 있습니다. 첨가제는 밀도가  $1\text{g/cm}^3$  이상으로, 베이스재에 잘 혼합이 되어 반응을 일으키지 않은 화합물은 사용하지 않으나, 첨가제의 구배(m)는 너무 크지 않는 것을 선택할 필요가 있습니다. 연조직의 경우에서의 구체적인 예를 들면 White<sup>3)</sup>(1977)는 베이스재에 에폭시 수지를 첨가제로 ( $\text{CaCO}_3+\text{MgO}$ )를 사용하며, Griffith<sup>4)</sup>(1999)는 폴리우레탄과  $\text{CaCO}_3$ 를, Hesmman(1985)는 폴리에틸렌과 ( $\text{CaCO}_3+\text{MgO}$ )를 각각 사용하고 있습니다. 또한 이러한 베이스재에 대해 필자가 계산한 선감약계수치의 몇개를 Table2에 제시합니다. 비교를 위해 물, ICRU球 팬텀, 인체조직의 계산결과도 들었습니다. 인체조직의 수치와 비교하면, 베이스재 만으로는 선감약계수가 맞지 않아 첨가제가 필요한 이유를 잘 이해할 것입니다. 콘프턴 산란은 물질에 크게 의존하지 않는 것도 이해할 것입니다. 또한 각종 플라스틱재는 원료, 제조법의 차이, 첨가물, 제조공정의 온도·습도조건, 경화제, 도료 등의 종류에 의해 원소조성이나 밀도도 아주 다릅니다. 이 표의 선감약계수는 첨가물 등이 일체 포함하지 않는 순수 원료만의 평균적 밀도에서의 계산치이므로 실제의 제품이 지닌 선감약계수와는 아주 큰 차이가 있기 때문에 주의를 요합니다. 인공골재는, 베이스재는 같은 것이라도 경도가 높은 것을 사용하며 첨가제도 보다 높은  $\text{CaCO}_3 \cdot \text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  등이 사용되고 있습니다. 폐는 공기를 포함하기 때문에 저밀도의 베이스재가 필요합니다. 현재는 발포재가 많이 사용되고 있지만 균등한 발포가 중요합니다.

필자의 팬텀재<sup>2)</sup>는, 연조직재는 폴리우레탄에 첨가제로 트리스크로로 에틸호스헤이트 ( $\text{C}_2\text{H}_4\text{ClO}$ )<sub>3</sub> PO,  $1.43\text{g/cm}^3$ 를 첨가하여 골재는 경도가 높은 에폭시 수지에다  $\text{CaCO}_3$ 를 첨가하여 만들어집니다. 肺材는 발포 폴리우레탄을 사용하고 있습니다. 실제의 예로서 근육재(SZ-208), 그 베이스재와 첨가제 및

인체 근육에 대해, 계산으로 구한 선감약계수와 에너지와의 관계를 Fig.2에 제시합니다. 또한 개발한 몇개의 소재예와 Giffith의 팬텀재<sup>4)</sup>의 선감약계수치를 Table3에 밝혔습니다. 이러한 소재를 사용하여 전호의 Fig.1의 팬텀이 만들어집니다만, 허리부분과 머리 부분도 별도로 있습니다. 흉부에는 떼어낼 수 있는 2cm 두께로 얇게 베어낸 폐, 간장, 신장,

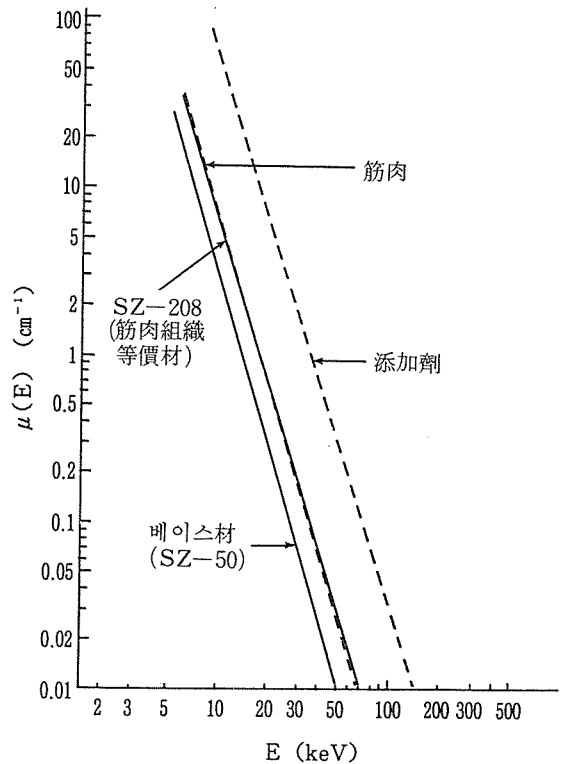


Fig. 2 筋肉組織等價材(SZ-208), 베이스(SZ-50), 添加劑의 線減弱係數와 에너지와의 관계

심장이 있고, 또한 들어낼 수 없는 기관, 식도도 있습니다. 외형과 일부의 장기는 인체에서 주형을 펴서 만들어집니다. 선원은 선원용액을  $2\text{cm} \times 4\text{mm} \phi$ , 살의 두께 0.1mm의 폴리프로피렌 튜브에 滴下 건조시켜 밀봉하여 2cm 간격으로 장기내에 삽입됩니다.

Table 3 팬텀材의 예와 그 線減弱係數 ( $\mu_p$ : 光電減弱係數,  $\mu_c$ : 콤프턴 散亂減弱係數)

名 称	對應하는 人體組織	密度 (g/cm <sup>3</sup> )	線 減 弱 係 數 (cm <sup>-1</sup> )					
			17.2keV		60keV		100keV	
			$\mu_p$	$\mu_c$	$\mu_p$	$\mu_p$	$\mu_p$	$\mu_c$
(JAERI-phantom)								
SZ-208	筋 肉	1.075	0.873	0.182	1.59E-2	0.185	3.12E-3	0.170
SZ-220	筋肉+ 10%脂肪	1.069	0.808	0.182	1.46E-2	0.184	2.85E-3	0.169
SZ-160	軟 骨	1.117	0.937	0.189	1.72E-2	0.192	3.36E-3	0.176
L-1	肺	0.280	0.211	0.046	3.27E-3	0.047	6.34E-4	0.044
EZ-129	骨 格	1.632	3.666	0.224	7.96E-2	0.232	1.64E-2	0.194
(Griffith-phantom)								
	筋 肉 材	1.095	0.832	0.188	1.58E-2	0.192	3.15E-3	0.175
	軟 骨 材	1.100	0.962	0.188	1.88E-2	0.191	3.77E-3	0.159

이 팬텀은 주로 Pu폐 모니터의 교정에 사용됩니다만 물론 의학용, 체내 선량분포의 측정, 전식 계측장치, 기타 흉부에 장착하는 선량계의 교정등 여러 용도에 사용됩니다.

이상 2회에 걸쳐 팬텀의 定義, 역사 및 설계의 사고방식 등의 개요를 기술했습니다. 유감스럽게도 적은 지면으로는 충분히 설명할 수 없었고, 액체 팬텀재<sup>6)</sup>도 생략하였습니다만, 상세한 것은 전호와 이번 호의 문헌을 참조하여 보충하시기 바랍니다.

文 獻

- 1) D.R.White ; *Physics in Medicine and Biology*, Vol.22. No.5, p.889(1977)
- 2) T.Shirotani ; *Journal of Nuclear Science and Technology*, Vol.25, No. 11, p.875(1988)
- 3) D.R.White ; *British Journal of Radiology*, Vol.50, No.599, p.814(1977)
- 4) R.G.Griffith ; "Advance in Radiation Protection Monitoring", IAEA-SM-229 / 5(1979), IAEA, Vienna
- 5) W.H.McMaster et al ; UCRL-50174R (1969)
- 6) 城谷孝 ; *Radioisotopes*, Vol.38, No.2, p.68 (1989)