☆

1 解説

人体組織等価材開発の進歩と将来

(日本原子力研究所) 城谷孝

人体組織等価材は、X線診断・治療の際の線量評価に必要なため、X線医学の進歩とともに古くから開発が始められ、現在でもより良い材質を求めて研究開発が続けられている。保健物理の分野でも、ホールボディカウンタや線量計の校正用ファントムなどの素材として重要であり、多くの研究開発がある。

本稿では、人体組織等価材の開発の流れを述べ、現状を紹介する。

☆

☆

I. はじめに

放射線医学の分野では、X線、 γ 線を診断および治療に用いるため、光子と人体組織との相互作用に関する基礎的研究がX線の発見以来かなり古くから行われている。これらの研究と並行して、線量評価に必要なファントム(人体模型)を開発するために、人体組織等価材(以後、組織等価材または単に等価材と略)の研究開発が今日までに多くの研究者によって行われてきた。現在でも、進歩の著しいX線CTおよび γ カメラによる画像診断あるいは治療に必要な線量評価のために、目的に応じたいろいろな種類の組織等価材の研究開発が続けられている。

原子力関連の保健物理の分野においても、光子を放出する放射性核種の体内沈着量を測定するためのホールボディカウンタの校正用ファントム、また光子・中性子など各種放射線の体外照射線量測定のために装着される線量計の校正用ファントムなどに組織等価材は広く使われている。そのために、X線医学の分野で開発された組織等価材の利用だけでなく、多くの新しい素材の開発も行われている。

組織等価材の開発において、X線医学と保健物理の分野で、基本的な考え方に大きな相違はないが、利用の面では目的の違いから若干異なる部分もある。例えば、X線医学では診断や治療の基礎的研究のため、人体局所の組織(例えば骨髄など)の等価材を必要とすることも多いが、保健物理では通常このような局部組織の等価材を使うことはない。基本的に必要な組織等価材は、筋肉・脂肪・肺・軟骨・骨といった両分野で共通のものが大部分である。

本稿では、主として保健物理の立場から、第Ⅱ章では1970年代前半までに開発された組織等価材を概観し、第Ⅲ章では1970年代後半から現在までの新しい手法に

よる組織材開発について、著者の研究も一部に加えながら解説する。第Ⅳ章においては現状の問題点と今後の研究課題について簡単に触れる。

Ⅱ. 1970年以前の組織等価材の開発

組織等価材研究開発の歴史は、基本的な考え方、手法の違いから、1970年代を境にそれ以前とそれ以後とに分けられる。本章では、1970年代前半までに開発されてきた組織等価材について述べる。

初期の組織等価材の開発は、人体の各種軟組織の平均の元素組成と密度をもつ素材を作ること(elemental equivalence method)であったが、やがて元素組成だけではなく、電子密度と実効原子番号も等しくすることの重要性を認識する考え方に移行していった。もちろん、その背景には、組織等価材開発の基礎データとなる各種人体組織および臓器の元素組成に関する多くの研究⁽⁴⁾⁽⁵⁾、また、これらの組織および臓器の電子密度・実効原子番号の決定、エネルギー吸収係数・減弱・散乱係数等の決定、体内線量分布等に関する多くの物理的な研究成果^{(1)~(3)(6)(7)}の蓄積がある。

開発された組織等価材は、気体・液体・固体系の3種に分類できる。気体系は軟組織等価電離箱に使われるものなので省略し、液体系を簡単に述べ、日常最も広く使われている固体系について述べる。

1. 液体系の組織等価材

水は人体の主要構成要素であるため、最も簡単でしかもかなり有益な軟組織等価材として古くから広く使われている。軟組織との等価性を一層高めるため、水に種々の化合物を添加したいろいろな等価材が工夫されてきた。ここに主要なものを紹介する。

Rossiら⁽⁸⁾(1956)は、人体軟組織は $(C_5H_{40}O_{16}N)_n$ が良

Progress of Tissue Equivalent Materials: Takashi SHIROTANI. (1986年 9月17日 受理)

い近似であるとして、水に第1表に示すような数種類の有機化合物を加え、軟組織に近い構成元素をもつゲル状の等価材を開発した(elemental equivalence method)。このRossiの等価材に若干の改良を加えたものをFairchild⁽⁹⁾(1965), Oshino⁽¹⁰⁾(1973)らが用いた(第1表)。これらの液体等価材は、いずれも中性子ドシメトリーに使用するために開発されたものである。Frigerio⁽¹¹⁾(1972)は種々の液体等価材について、元素組成の観点から、人体軟組織と比較して詳細に検討した。

第1表 液体・ゲル状軟組織等価材の例

材質名	構成物質 または 元素組成	(%)	電子密度 電子数/g ($\times 10^{23}$)	実効原 子番号 (Z)	密度 (g/ cm ³)	文 献
Water	H: 11.19, O: 88.81		3.34 [†]	7.42 [†]	1.0	—
Rossi -TEM	Water	66.2				
	Gelatin	20.2	3.304 ^{††}	5.65 ^{††}	—	(8)
	Glycerol	5.2				
	Sucrose	8.4				
Fairchild -TEM	Rossi-TEM +NaCl	0.25	3.30 [†]	7.24 [†]	—	(9)
Oshino -TEM	Distilled water	56.8				
	Glycerol	28.4				
	Urea	7.57	3.56 [†]	7.00 [†]	—	(10)
	Sucrose	7.10				
	NaCl	0.13				

TEM: tissue equivalent material

† Shirotani の計算値, †† Jayachandran の計算値⁽⁸⁾

このような液体組織等価材は、今日までにいろいろな種類のものが開発されている。現在、X線医学の分野でも種々の等価材が使われている。例えば、骨塩等価物質としては K_2HPO_4 の水溶液が、骨髄脂肪等価物質としてはエタノール水溶液が使われるなどである。保健物理の分野では、前述の中性子用以外のものでは、高エネルギー光子用には簡単に水を用いることが多い。例えば、ホールボディカウンタの校正に使われるブロックファントム, Remab, Remcal ファントム(Alderson Research Laboratories)などには、いずれも水を満たして用いている。このような水ファントムは、数100 keV以上のエネルギーをもつ光子に対しては問題は少ないが、光電吸収が問題となってくる低いエネルギーの光子に対しては使えなくなる。前述の液体等価材も光電吸収特性は良好なものではない。このことは人体組織の細部構造、すなわち皮膚、脂肪、筋肉、肺などの軟組織および骨格などと光子との相互作用の差異が、エネルギーが低くなるにつれて問題となってくることを意味する。この段階では最早、水などの液体等価材は全く組織等価性をもたなくなる。

2. 固体系の組織等価材

組織等価材質として、一般に広く使われているのは固体系のものである。中でも良く知られているのはMix-Dと呼ばれる等価材である。この素材は1949年にJones⁽¹²⁾によって発表されたものである。第2表に示す成分からわかるように、パラフィンに他の数種類の化合物を加えたものである。この素材は安価で容易に製作でき、中・高エネルギー用の組織等価材としてよく使われる。Lindsay⁽¹³⁾(1953)は“Lincolnshire Bolus”と呼ばれる素材を開発した。これは蔗糖とグルコースに13%の $3MgCO_3 \cdot Mg(OH)_2 \cdot 3H_2O$ (magnesium carbonate levis)を混合したもので、直径2.3 mmの小球に作られている。これを容器に入れ小球間の空気を考慮すると、人体軟組織の実効原子番号と1%, 水のそれと2%の精度で一致すると述べている。また、Harris⁽¹⁴⁾(1956)はこれまでの等価材を比較検討し、組織等価材としてパラフィンに19%の SiO_2 を添加したものを発表した(第2表)。

第2表 固体軟組織等価材の例

材質名	構成物質 または 元素組成	(%)	電子密度 電子数/g ($\times 10^{23}$)	実効原 子番号 (Z)	密度 (g/ cm ³)	文 献
Mix-D	Paraffin wax	60.8		7.46		
	Polyethylene	30.4	3.395 [†]	(計算)	0.99	(12)
	MgO	6.4		7.47		
	TiO ₂	2.4		(実験)		
Bolus	Sugar $C_6H_{12}O_6$ $3MgCO_3 \cdot Mg$ $(OH)_2 \cdot 3H_2O$	87.0 13.0	3.34	7.33	1.0	(13)
Paraffin -silica	Paraffin +19.0% SiO		—	7.30	0.98	(14)
Temex	H: 9.6, C: 87.0 N: 0.06, O: 0.047 S: 1.53, Ti: 0.33 Zn: 0.45		3.32	7.05	1.01	(16)
Rando -plastic	Iscyanate rubber		—	7.30	0.985	(17)
Perspex	Polymethyl- methacrylate plastic		3.84	6.47	—	(18)
Rogers -TEM	Adiprene ($C_{21}H_{104}O_{15}N_4$)	100				
	Moca(C_8H_8NCl)		3.42	7.64	1.06	(23)
	Adipic acid ($C_8H_{16}O_4$)	19.5		(計算)		
	Silicone(Si_4O_4H)	0.5		7.55		
		2.0		(実験)		

† Jayachandran の計算値⁽⁸⁾, TEM: tissue equivalent material

Cofield⁽¹⁵⁾(1960)は胸部ファントムの主材としてMasoniteを用いている。すなわち、15 in $\times$ 15 inのMasoniteの薄板を重ね、肺の部分は単にこの薄板の間隔を大きく取っただけの空間層で代用したもので、いわゆ

る最も簡単な積層形ファントム(laminated phantom)である。このファントムは ^{235}U の肺沈着量の校正用に使われた。Stacey⁽¹⁶⁾(1961)は Temax と呼ばれる組織等価材を開発した。この素材は生ゴム(fluid natural rubber)を原料としている。第2表に示すように、水とほぼ等しい実効原子番号と電子密度をもっている。Aldersonら⁽¹⁷⁾(1962)はRando-plasticと呼ばれている合成のisocyanate rubberから作られた軟組織材を開発し、これを用いたファントムを商品化した。肺はこの軟組織材を発泡させて(密度 0.28 g/cm^3)作られている。胸郭は人骨が使用されている。

“Perspex”(polymethylmethacrylate plastic)と呼ばれる素材はファントム外殻に適している。また“Poly-foam”(polyvinyl chloride)と呼ばれる等価材は発泡させて使うため、密度が 0.045 g/cm^3 と低い。これらの等価材については、Speightら⁽¹⁸⁾(1964)の論文に述べられている。Speightらは、上述の種々の等価材を比較検討し、最適なものを選び2種のファントムを製作した。最初のファントムはMix-Dの薄板を重ねたもので、肺の部分は 2.5 cm 直径の穴を肺の形に合わせて配列し、平均の肺密度になるようにした。また、肋骨および胸骨には、焼き石膏($\text{CaSO}_4\cdot 2\text{H}_2\text{O}$)とリン酸カルシウム($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$)を素材として使い、上部のMix-Dの平面に骨形の溝をつけその中にこの素材を流し込んで作った。このファントムは高いエネルギーの光子にのみ有効であった。次のファントムは人体形状のファントムで、人体から鋳型をとり、外殻を 1.5 mm 厚のPerspexを用い、内部にLincolnshire Bolusを詰めた。また、気管はポリエチレンチューブを利用し、肺材にはfoamed Temex(密度 0.27 g/cm^3)を用い、胸郭には人骨を使った。

Jayachandran⁽²⁴⁾(1971)の論文には、これまでに発表された多くの軟組織等価材および骨等価材について、実効原子番号と電子密度を再計算して示してある。

肺組織等価材として、上述のほかに、Kornelsen⁽¹⁹⁾(1954)のパラフィンとおがくずの混合物、Lochman⁽²⁰⁾(1955)、Spletstosserら⁽²¹⁾(1957)のスポンジ材、Greenら⁽²²⁾(1965)のコルクなど、様々な等価材が使われてきた。Rogers⁽²³⁾(1970)は肺材について種々の検討を行い、第2表に示す成分の軟組織等価材を開発し、それを発泡させて用いた(密度 0.26 g/cm^3)。プラスチック発泡材は、長期間変質せず安定で、任意の密度で作ることができる点において最も信頼性が高いといえるが、発泡の均一性が常に問題となる。

次々と開発されてきた多種のプラスチック材(ポリ

エチレン、ポリスチレン、ポリスチロール、テフロン、ルサイト、アクリル、ポリウレタン、その他)は、組織等価材として利用可能であり、実際に広く使われている。しかし、これらの素材単独では、人体軟組織と放射線特性が十分満足できるほど近似してはいない。プラスチック材の実効原子番号 Z は、人体軟組織の Z に比較して小さいが、電子密度に大きな差はないので、 Z に比例するコンプトン散乱断面積にそれほど大きな違いはない。したがって、高エネルギー光子に対しては問題は少ない。しかし、光电吸収断面積は Z の5乗に比例するため、両者の値は互いに大きく異なり、中・低エネルギー光子に対して、プラスチック材の人体軟組織に対する等価性は著しく悪くなる。そこで、他の高い Z をもつ物質を混ぜ合わせることによって実効的に Z を上げ、その特性を改善することが行われている。次章に述べるように、この問題を理論的に研究し統一的な方法を確認したのはWhiteである。

III. 1970年以降の組織等価材の開発

1970年までの組織等価材の開発は、人体組織と元素組成・電子密度および実効原子番号を等しくするという考え方で、多分に経験的な手法で進められてきた。しかし、White⁽²⁵⁾(1977)は組織等価材の放射線特性を人体組織のそれと同等にするには、5つのパラメータ、すなわち質量エネルギー吸収係数、質量減弱係数、電子に対する質量阻止能と質量角散乱能および密度が互いに等しくなければならないと考えた。具体的には、人体組織に近い元素組成をもつ密度の低い材質(パラフィンやプラスチック材など)をベース材とし、上述のパラメータを人体組織のそれに等しく調整するために、このベース材に密度・原子番号とも高い添加剤を最適量加えて組織等価材を作ってゆく方法である。彼はこれらのパラメータと添加剤の最適量の関係および添加剤選定にかかわる因子の決定に関する理論をまとめ、この体系を“basic data method”と呼んだ。

光子に対しては、組織等価材の減衰・散乱特性が人体組織のそれに等しくなるように作られるが、特に減衰特性(透過特性)が重要である。光电吸収断面積とエネルギーの関係を両対数紙上にプロットすると直線になる。すなわち、第1図に示すように、ベース材と添加剤の直線AおよびB、それにベース材に添加剤を加えた直線SがAとBの間にできる。この直線Sが、人体組織から得られる直線Hと重なるように、添加剤の種類(直線の勾配 m を変える)と量(直線の上下移動)を最適に決定することにより理想的な等価材を得ること

E: エネルギー, μ_p : 光電減弱係数, k, m : 定数
第1図 対数紙上のエネルギーと減弱係数との関係

とができる。実際には、直線SとHを広いエネルギー範囲にわたって重ねることは困難であるので、指定したエネルギーの1点のみで一致させ、他のエネルギー点での差が小さくなるような添加剤を選択することになる。直線の勾配 m は物質(ベース材と添加剤)の実効原子番号 Z によって変わる。この m と Z との関係は、10~200 keVのエネルギーの範囲で直線になる。他のパラメータについてもそれぞれ、あるエネルギー範囲ではほぼ直線関係が成り立つ。したがって、添加剤との関係を論ずることができる。また、製作した等価材と人体組織について、これらのパラメータを計算し互いに比較することにより、その一致の程度を厳密に確かめることもできる。

Whiteら⁽²⁰⁾(1977)は、この理論に基づいてエポキシ樹脂に添加剤(炭酸カルシウム、その他)を加え、脂肪・骨・肺・筋肉・乳房・皮膚などの等価材を開発した。また、これらの等価材については先に述べたパラメータを計算し、対応する人体組織のパラメータと比較し、数%の誤差で一致することを示した。

Griffithら⁽²¹⁾(1978)は、超ウラン元素肺モニタの国際間比較のための校正用ファントムに使う組織等価材として、ポリウレタンに炭酸カルシウムを添加した素材を開発した。炭酸カルシウム2.1, 4.3, 5.8%の添加で、それぞれ(50%筋肉+50%脂肪)、筋肉、軟骨と等価な素材となる。肺材はポリウレタンに6.2%の炭酸カ

ルシウムを加えて発泡させたもので、密度は0.28 g/cm³となっている。これらの組織等価材を使用し、胸部ファントム*が作られた。胴体内に取り外し可能な臓器として、肺・心臓・肝臓・腎臓・脾臓・気管支リンパ節をもち、胸郭には人骨を用いた(後の製品は人工骨を使用している)。これらの等価材の元素組成から計算した減弱係数を第3表に示す。^{93m}Nbと²³⁹Pu線源によるX線透過率曲線は原著論文に示されている。

Shirotaniら^{(22)~(23)}(1984)はPu肺負荷量測定用肺モニタ装置の校正に必要な精密ファントムを製作した。そのために開発した組織等価材は、ファントム用の仕様で製作した2種のポリウレタン(SZ-50, SZ-45(またはSZ-210))のそれぞれに異なった量のリン酸エステルを添加したものである。リン酸エステルは液体であるので、粉末の添加剤より良く均等に混合する。添加剤の量を変えることにより、様々な組織等価材が作られる。肺材は硬質ポリウレタンを発泡させて用いている(密度0.280 g/cm³)。胸郭は人骨を用いたが、現在人工骨の試作がほぼ完了し、人工骨をもつファントムが近く完成する予定である。

製作された各等価材は、ICRP Pub. 23に記載されている元素組成から成る人体組織の16.6 keVにおける線減弱係数と等しい線減弱係数をもつように計算された最適量の添加剤が加えられている。第3表には、Shirotaniの組織等価材**と人体組織について計算で求めた線減弱係数と、比較のためにAldersonとGriffithの等価材のデータも示す。Aldersonの等価材はあまり良い値ではないことがわかる。また第2図には、GriffithとShirotaniの等価材を直接測定して得られた16.6 keVのX線の透過率曲線を比較して示す。筋肉材は互いに良く一致していることがわかる(図中の*印のある曲線は計算から求めた μ を用い、実験と計算で若干ズレのある例である。他の曲線では、両者がほぼ一致しているので省略。またGriffithの等価材とは、IAEAから貸与されたファントムに添付されてきたサンプル素材を測定したものである)。

以上、現在までに開発されてきた主要な組織等価材について概要を述べた。

* Griffithらの人工胸郭を用いたファントムはIAEAで採用され、超ウラン元素肺負荷量測定用肺モニタ校正の国際比較のため現在、希望する10数ヶ国に巡回貸与中である。我が国では原研に貸与され、1985年3~5月に肺モニタ校正実験⁽²²⁾を行なった。

** Shirotaniの組織等価材の詳細は近く論文として発表の予定である。

第3表 開発された軟組織等価材・人体組織および水の減弱係数

		減弱係数 (cm ⁻¹)						密度 (g/cm ³)
		13.6 keV		17.2 keV		20.2 keV		
		μ(P)	μ(C)	μ(P)	μ(C)	μ(P)	μ(C)	
Alderson	ランド筋肉材 * 1)	1.500	0.166	0.700	0.173	0.423	0.175	1.00
	ランド肺材 * 2)	1.035	0.167	0.465	0.174	0.279	0.176	0.27
		0.232	0.043	0.113	0.045	0.073	0.046	
Griffith	C-130 (筋肉材)	1.739	0.180	0.835	0.189	0.505	0.195	1.10
	A-113 (13% 筋肉+87% 脂肪)	0.978	0.174	0.452	0.183	0.266	0.189	1.06
	B-119 (50% 筋肉+50% 脂肪)	1.348	0.177	0.638	0.186	0.382	0.193	1.08
Shirotani	SZ-50 (ベース材)	0.876	0.172	0.403	0.180	0.237	0.187	1.05
	SZ-208 (筋肉材)	1.823	0.173	0.873	0.182	0.528	0.189	1.08
	SZ-207 (77% 筋肉+23% 脂肪)	1.571	0.171	0.748	0.180	0.450	0.186	1.07
	SZ-220 (90% 筋肉+10% 脂肪)	1.690	0.173	0.808	0.182	0.487	0.188	1.07
	SZ-160 (軟骨材)	1.954	0.180	0.937	0.189	0.567	0.196	1.12
人体組織	筋肉	1.851	0.170	0.870	0.179	0.519	0.186	1.06
	脂肪	0.879	0.157	0.408	0.164	0.243	0.169	0.92
	90% 筋肉+10% 脂肪	1.744	0.169	0.819	0.178	0.489	0.184	1.07
	80% 筋肉+20% 脂肪	1.640	0.167	0.752	0.176	0.459	0.183	1.03
	50% 筋肉+50% 脂肪	1.350	0.164	0.632	0.172	0.377	0.178	0.99
	軟骨	1.961	0.179	0.921	0.188	0.549	0.195	1.10
	肺	0.506	0.045	0.238	0.048	0.142	0.050	0.28
肋骨	7.760	0.192	3.833	0.204	2.367	0.212	1.27	
水		1.731	0.164	0.809	0.172	0.480	0.179	1.00

* 文献(2) Table 2 より引用, 他の減弱係数値はすべて Shirotani の計算

 $\mu(P)$: 光電減弱係数, $\mu(C)$: 非弾性散乱減弱係数

第2図 Griffith と Shirotani のファントム材のX線透過率曲線の比較

IV. 組織等価材の諸問題と今後の課題

現在, 診療X線(平均実効エネルギー 50~60 keV)で標準として用いられているファントムは, メタクリル樹脂板で作られた断面が30 cm×20 cmの長円筒(胸腹部)容器に水を満たしたもの(肺は空洞)であり, JIS規格⁽³⁴⁾となっている。また, X線CT装置の画像およ

び線量評価用ファントム(胸腹部)⁽³⁵⁾は, アクリル樹脂直径30 cmの円筒に水を入れたものが標準化されている。保健物理でもこれらに類似した水ファントムは多く使われている。水ファントムの問題点はすでに述べた。

最近, ICRU(1985)⁽³⁶⁾は, 体外放射線測定用線量計の校正および体内線量の評価に用いるファントムの素材に対する元素組成(%)はH 10.2, C 10.9, N 2.8, O 76.2とし, 密度1のものを推奨している。これはICRP Pub. 23に示されている筋肉の元素組成(上記の4元素以外は無視)とほぼ同じである。この組成は水より光子に対する放射線特性を若干改善し, 中性子に対する等価性も高めている。したがって今後, この組成をもつ固体および液体の等価材を開発し, 水ファントムに替えることは有益である。また, 診療X線のエネルギーでは, 肋骨・肋軟骨等による遮蔽・散乱効果が無視できず, より正確な体内線量分布の評価が要求される場合に使うため, ファントムに挿入できる人工胸郭を開発しておく必要がある。

保健物理で日常問題となる核種はエネルギーの高い¹³⁷Csや⁶⁰CoといったRIである。これらの核種の体内量評価の校正に使用するファントムは, その材質より臓器形状や大きさなど解剖学的な正確さ(線源位置とその分布の正確さ)が必要となる。しかし, すでに述べたように, 光子エネルギーが低下するにつれ, その素材の組織等価性が重要な因子となってくる。した

がって、1つのファントムを、広いエネルギー範囲で、異なった線種(β, γ, n 等)に対しても、多目的に利用できるようにするためには、その素材の放射線特性が特に重要である。

Whiteの方法は、この多目的利用の等価材製作にも有効であるが問題もある。すなわち、この理論では、光子のエネルギーを指定し最も関心のある1つの相互作用にのみ着目し、人体組織内と同等にその相互作用を模擬させるように等価材が作られるので、この指定されたエネルギー点以外では誤差が生じ、他の相互作用に対しても若干の誤差を生ずることになる。また、中性子など他の線種に対しては別に考慮しなければならない。この問題を解決するためには、等価材の元素組成・密度を人体組織のそれに十分近づける必要がある。すなわち、従来の方法とWhiteの方法を融合させた方法を確立することであり、そのためにはベース材の改良と複数の添加剤の組合せを検討することが必要になる。これは今後の課題である。

V. おわりに

組織等価材の研究開発は、地味で裏方のイメージがあるためか、我が国では本格的な研究はあまり行われていないようである。ファントムなども、外観だけの医学用人体模型や既存の材料で簡単に作れるものを除いては、精密なものはほとんど外国からの輸入品である。しかし、今後の放射線医学の進歩およびICRP勧告にみられる線量評価の高精度化の要請に伴って、目的に応じた等価性の優れた多種多様の素材とそれを用いた各種のファントムの必要性はますます強まるであろう。組織等価材の開発は今後重視しなければならない。

—参考文献—

- (1) SPIERS, F.W.: *Br. J. Radiol.*, **16**, 90 (1943).
- (2) *idem*: *ibid.*, **19**, 52 (1946).
- (3) BERGER, M.J.: *J. Nucl. Med.*, Suppl. No. 1, 17 (1964).
- (4) WOODARD, H.Q.: *Health Phys.*, **8**, 513 (1964).
- (5) KIM, Y.S.: *Radiat. Res.*, **57**, 38 (1974).
- (6) ICRP Publ. 23, "Report of Task Group on Reference Man", (1975), Pergamon Press.
- (7) WHITE, D.R., FITZGERALD, M.: *Health Phys.*, **33**, 73 (1977).
- (8) ROSSI, H.H., FAILLA, G.: *Nucleonics*, **14**, 32 (1956).
- (9) FAIRCHILD, R.G.: *Phys. Med. Biol.*, **10**, 491 (1965).
- (10) OSHINO, M.: *Health Phys.*, **24**, 71 (1973).
- (11) FRIGERIO, N.A., COLY, R.F., SAMPSON, M.J.: *Phys. Med. Biol.*, **17**, 792 (1972).
- (12) JONES, D.E.A., RAINE, H.C.: *Br. J. Radiol.*, **22**, 549 (1949).
- (13) LINDSAY, D.D., M.A., STERN, B.E.: *Radiology*, **60**, 355 (1953).
- (14) HARRIS, J.H., TUDDENHAM, W.J., STANTON, L., GLAUSER, F., PENDERGRASS, E.P.: *ibid.*, **67**, 805 (1956).
- (15) COFIELD, R.F.: *Health Phys.*, **2**, 269 (1960).
- (16) STACEY, A.J., BEVAN, A.R., DICKENS, C.W.: *Br. J. Radiol.*, **34**, 510 (1961).
- (17) ALDERSON, S.W., LANZL, L.H., ROLLINS, M., SPIRA, J.: *Am. J. Roentgenol.*, **87**, 185 (1962).
- (18) SPEIGHT, R.G., PEABODY, C.O., RAMSDEN, D.: An improved chest phantom for studies of plutonium and americium in human lungs, "Assessment of Radioactivity in Man", Vol. 1, 115 (1964), IAEA.
- (19) KORNELSEN, R.O.: *Br. J. Radiol.*, **27**, 289 (1954).
- (20) LOCHMAN, D.J.: *Am. J. Roentgenol.*, **73**, 803 (1955).
- (21) SPLETTSTOSSER, H.R., SEEMANN, H.E.: *Med. Radiogr. Photogr.*, **33**, 20 (1957).
- (22) GREENE, D., STEWART, J.G.: *Br. J. Radiol.*, **38**, 378 (1965).
- (23) ROGERS, R.T.: *ibid.*, **43**, 441 (1970).
- (24) JAYACHANDRAN, C.A.: *Phys. Med. Biol.*, **16**, 617 (1971).
- (25) WHITE, D.R.: *ibid.*, **22**, 889 (1977).
- (26) WHITE, D.R., MARTIN, R.J., DARLISON, R.: *Br. J. Radiol.*, **50**, 814 (1977).
- (27) GRIFFITH, R.V., DEAN, P.N., ANDERSON, A.L., FISHER, J.C.: UCRL-80343, (1978).
- (28) NEWTON, D., WHITE, D.R.: *Health Phys.*, **35**, 699 (1978).
- (29) 城谷 孝, 杉本博史, 上田兼司: (第19回)保物学会研究発表会, A-11, (1984).
- (30) 城谷 孝, 杉本博史: (第20回)同上発表会, A-27, (1985).
- (31) 大井義弘, 水戸誠一, 城谷 孝: 同上, A-28.
- (32) 城谷 孝, 大井義弘, 水戸誠一: (第21回)同上発表会, B-14, (1986).
- (33) SHIROTANI, T.: "A realistic chest phantom developed in JAERI", IAEA 2nd Advisory Group Meeting; 精密ファントムによる肺モニタ校正の国際比較, 東京, (1986).
- (34) 日本規格協会: "JIS ハンドブック放射(線)能", 553 (1979).
- (35) CT性能評価委員会: 医学雑誌, **88**, 759 (1982).
- (36) ICRU Rep. 39, "Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources", (1985).