

ホールボディカウンティングにおける
校正法に関する研究

—身体カリウム量評価における放射線シミュレーション技術の応用—

戸部 秀之

ホールボディーカウンティングにおける校正法
に関する研究

—— 身体カリウム量評価における放射線 ——
シミュレーション技術の応用

東京大学大学院教育学研究科
体育学専攻 健康教育学専修

戸 部 秀 之

目 次

	頁
序 論	1
第1章 研究の背景と目的	4
1-1 身体組成測定法とカリウム-40法の位置づけ	4
1-1-1 種々の身体組成測定法	4
1-1-2 身体組成測定法におけるカリウム-40法の位置づけ	13
1-2 ホールボディーカウンティングにおける問題点と本研究の目的	15
1-2-1 ホールボディーカウンティングにおける検出機構と一般的なホール ボディーカウンターの形状	15
1-2-2 ホールボディーカウンティング(カリウム-40測定)における誤差要因	17
1-2-3 研究の目的と枠組み	20
1-2-4 東大ヒューマンカウンターの概要	23
第2章 シミュレーションの妥当性の検討	25
2-1 シミュレーションによるエネルギースペクトルの妥当性	25
2-1-1 シミュレーションによるエネルギースペクトルの基礎的検討	25
2-1-2 コンプトンエッジより高エネルギー側のカウントについて	28
2-1-3 シミュレーションによるスペクトルと実測によるスペクトルの比較	31
2-2 シミュレーションで求めた計数効率の妥当性	37
< 結 論 >	45
第3章 人体のモデル化	46
3-1 臓器・組織のカリウム分布の影響について	48
3-2 骨組織、肺の密度と計数効率の関係について	54
3-3 皮下脂肪層の影響について	58
< 結 論 >	61

第4章 東大ヒューマンカウンターにおけるシミュレーションを用いた校正法の確立	… 63
--	------

＜ 結 論 ＞	… 73
---------	------

＜ 謝 辞 ＞

＜ 文 献 ＞

＜ 図 ＞

＜ 表 ＞

＜ 付 録 ＞

序 論

体力科学、人類学、栄養学などの視点から身体組成の研究が行われ始めたのは1950年前後からである。もともと身体組成の研究は、人体を構成する臓器、組織や化学成分を明らかにするために行われ、屍体分析による直接法により臓器や組織の重量を測定したり、人体の化学的な組成を研究することが主であった[13, 17, 18, 77, 127]。屍体分析では組織・臓器の重量、微量元素量などについて詳細な情報が得られる一方で、死亡直後の屍体を対象とすることが難しく、生きて生理機能を営んでいる状態を反映しているとはいえなかった。そこで生きた人間を対象として身体組成を測定するための間接法が開発されてきた。現在用いられている身体組成測定法のほとんどは、人体が脂肪と除脂肪組織の2つの要素から構成されるという原理に基づいており、身体組成の測定とは、人体の脂肪と除脂肪組織の構成を明らかにすることと一般に受け入れられている。このような考え方は、Behnkeら[3]に始まり、今日の身体組成研究の概念的基礎をなしている。

人体を脂肪と除脂肪組織の2つに分類することの今日的意義としては、この数十年間の著しい生活環境の近代化に伴って増加している虚血性心疾患や高血圧症、糖尿病といったいわゆる成人病の危険因子として肥満が注目されていることを挙げることができる[46]。そして、肥満とは「脂肪が過度に蓄積した状態」であることから、現代に生きる人々にとって、自分の脂肪量を正確に把握することは成人病の予防として重要な意味をもっている。特に近年では、高血圧症や高脂血症などの低年齢化が懸念されており、学童または幼児からの肥満予防の重要性が叫ばれている[49, 72, 81, 86, 89]。

また、人が生き、十分に活動するためには、筋肉をはじめ様々な臓器や骨組織など多くの不可欠な要素があるが、脂肪を除くこのような人体の構成成分を合計したものが除脂肪組織である。これは主に筋肉量を反映し、いわゆる行動体力を間接的に表すものである。すでにスポーツ科学などの分野では、スポーツにおけるパフォーマンスの源としての除脂肪体重の大きさに大きな関心が持たれているが、今後の社会でさらに高齢化がすすむと、加齢に伴う除脂肪組織の減少の過程を健康科学の視点から研究することは、特に重要になる。このよ

うな要求から、体脂肪量や除脂肪体重を正確に、また簡便に測定する身体組成測定法が必要となり、これまでに様々な方法が開発されてきた。しかし、現在のところいずれの方法にも一長一短があり、精度、非侵襲性、簡便性、経済性などを全て満たす方法は存在していない。

本研究は、身体組成測定法の一つであるカリウム-40法について、これまで十分に補正できなかった較正法についての問題を解決すべく行う研究である。カリウム-40法を特に取り上げる意義は本論中に述べているのでここでは詳しくは述べないが、例えば小児や高齢者のように身体的、精神的に無理のきかない被検者を対象として身体組成を測定する場合にカリウム-40法は非常に有効な方法である。

以下に本論文の構成を述べる。

まず第1章においては、これまで身体組成測定で頻繁に用いられてきた測定法や近年開発された新しい方法について概観し、それらの中でカリウム-40法が今後の身体組成研究でどのような意義を持つかを考察する。そして、カリウム-40法で問題となるホールボディーカウンティングに関する誤差要因を整理し、大きな問題である被検者の体格の較正において、放射線シミュレーション技術を応用する方法を提案する。第2章では、本研究で用いるシミュレーションコード「EGS4」によるシミュレーションをホールボディーカウンティングにおける較正に用いる妥当性を検討する。続いて第3章では、シミュレーションで線源となる人体のモデル化についての検討を行う。そして第4章では、第2章と第3章で得られた知見を踏まえ、本研究で用いるホールボディーカウンター（東大ヒューマンカウンター）におけるシミュレーション技術を応用した具体的な較正法を確立する。

なお、本論文の一部は、以下の報告、シンポジウムなどで発表した。

<報告>

- ① 東郷正美、岡島佳樹、戸部秀之、田中茂穂、小林正子：人体筋肉量をカリウム-40で測定する際の体格補正のためのシミュレーションの開発、東京大学原子力研究総合センター、共同設備管理部門・総合研究部門年報(18)、77-80、1992

② 東郷正美, 岡島佳樹, 戸部秀之, 田中茂穂, 小林正子: 身体組成をカリウム-40で測定する際の体格補正のためのシミュレーションの開発。東京大学原子力研究総合センター, 共同設備管理部門・総合研究部門年報(19), 51-54, 1998

<シンポジウム等>

- ① 戸部秀之, 東郷正美: 人体筋肉量をカリウム-40で測定する場合の体格補正のためのシミュレーションの開発。高エネルギー物理学研究所, K E K Proceedings, 第1回E G S研究会, pp.91-94, 1991
- ② 東郷正美, 戸部秀之: 東大原子力センターのヒューマン・カウンターによる体内放射能の継続測定の実験, 第1回東京大学原子力研究総合センターシンポジウム, pp.78-87, 1992
- ③ 戸部秀之, 東郷正美, 岩井敏, 佐藤理: ヒューマンカウンターによる身体カリウム量測定の際のシミュレーションによる体格補正, 第2回東京大学原子力研究総合センターシンポジウム, pp.205-208, 1993

第1章 研究の背景と目的

1-1. 身体組成測定法とカリウム-40法の位置づけ

1-1-1. 種々の身体組成測定法

【密度法】

密度法による身体組成測定を人に対して初めて体系的に応用したのは、Behnkeら[3]である。彼らは、海軍の兵士を対象に、肺の残器量を考慮した上で体の比重 (specific gravity) を測定し、その変動には脂肪量が影響していることを示している。そして、体の比重は肥満の指標となることを明らかにした。

密度法は、アルキメデスの原理に基づき、体重を体脂肪量と除脂肪体重に分類する方法である。つまり、ある物質 (A) が密度の異なる2つの物質 (LとF) から構成される場合、式1が成り立つことに基づき、物質Aに身体全体、物質Lに除脂肪組織、物質Fに体脂肪を割り当て、人体に応用するものである。

$$W_a / D_a = W_l / D_l + W_f / D_f \quad \cdots \text{式1-1}$$

W_a : 物質Aの重量

W_l : 物質Lの重量

W_f : 物質Fの重量

D_a : 物質Aの密度

D_l : 物質Lの密度

D_f : 物質Fの密度

このように、密度法は人体が除脂肪組織と体脂肪から構成されるという2コンポーネントモデルに基づいている。そして、脂肪と除脂肪組織はそれぞれ一定の密度を持っており、人によりその密度は変わらない、との仮定をおいている。左辺に体脂肪率 (W_f / W_a) がくるように式1-1を変形すると、式1-2のようになり、身体全体の密度 (D_a) と除脂肪組織の密度 (D_l)、そして脂肪の密度 (D_f) が与えられれば体脂肪率を算出することができる。

$$Wf/Wa = 1/Da \times D1 \times Df / (D1 - Df) - Df / (D1 - Df) \quad \dots \text{式 1-2}$$

3つの未知数(Da、D1、Df)のうち、除脂肪組織の密度(D1)と脂肪の密度(Df)は、従来の解剖結果からおおよその値が与えられている。Siri[105]は、脂肪組織内の脂肪の密度は36°Cで0.9g・cc⁻¹であり、除脂肪組織密度は約1.1g・cc⁻¹であるとし、それぞれを式1-2に代入して、身体密度から体脂肪率(%fat)を算出する式(式1-3)を求めた。また、Brozekら[6]は、reference manとして一般成人の身体組成を報告し、そこから算出した除脂肪組織密度が1.100g・cc⁻¹であり、脂肪の密度が0.9007g・cc⁻¹であることから式1-4を求めた。これらの式を用いることにより、未知数の身体密度(Da)を測定することで体脂肪率の推定が可能になる。式1-3は“Siriの式”として、式1-4は“Brozekの式”として、世界的に頻用されている。どちらの式を用いても、高度の肥満傾向以外ではほぼ同じ値を算出する。

$$\text{Siriの式} : \%fat = (4.950 / Da - 4.500) \times 100 \quad \dots \text{式 1-3}$$

$$\text{Brozekの式} : \%fat = (4.570 / Da - 4.142) \times 100 \quad \dots \text{式 1-4}$$

密度法による測定では、身体密度(Da)を測定することがその中心となる。身体密度の測定には、水中体重秤量法と水置換法[28]があるが、精度や装置の簡便性の点から水中体重秤量法を用いる場合がほとんどである[60, 74]。水中体重秤量法では、身体密度は体重を身体の体積で除したものと求められる。身体の体積は、空気中の体重と水中での最大呼出時の体重(水中体重)から水中での浮力を求め、その浮力に対し肺中の残器量と水の密度について補正した値から求められる[95]。水中体重秤量法を用いた密度法は、現在では最も正確な方法と考えられており、他の方法の精度を確認する際のゴールドスタンダードとしてもよく用いられる。

この方法では、被検者は水中に潜って最大呼出を行い、しばらくの間静止する必要がある。この手続きに特に支障のない被検者では、いくらかの苦痛を伴

うものの測定は可能である。しかしながら、被検者がそれに耐えられない場合には、測定が不可能になる。年少者を例にとると、これまでに10歳程度の小児についての測定結果は報告されているが[5, 33, 36, 45, 55, 56, 57, 88, 91, 98, 106, 112, 118, 133]、さらに年少の子どもに応用した例はほとんどない。また、身体機能が低下している高齢者や身体障害者などに応用することも安全性の点で問題になると思われる[22]。

その他、腸内に存在するガスの量は補正することができず、身体密度を求める際の誤差要因として重要である。この点について、北川[54]は700mlの腸内ガスに相当する値の変動を経験したという。また、Buskirk[7]によると、腸内ガスの量は28~1330mlで、平均的に100mlの腸内ガスがあったという。

【体水分量】

脂肪には水分は含まれないが、除脂肪体重はその約7割が水分で構成されている。体水分量法は、「人体の除脂肪組織中には、一定のパーセンテージで水分が含まれる」という仮定のもとに、体水分量を測定することで、式1-5と式1-6から除脂肪体重、体脂肪率を推定する方法である。

$$\text{除脂肪体重(kg)} = \text{体水分量(kg)} / \text{除脂肪中水分含有量(\%)} \times 100 \quad \dots \text{式 1-5}$$

$$\text{体脂肪率(\%)} = (\text{体重} - \text{除脂肪体重}) / \text{体重} \times 100 \quad \dots \text{式 1-6}$$

仮定の妥当性については、種々の動物について、また人について検討されている。Paceら[90]はモルモットを対象として、除脂肪中の水分含有量は72.4%で一定であることを示し、哺乳類の平均値は73.2%であるとした。Sheng and Hung[103]は、多くの動物実験の値や屍体分析についてレビューし、除脂肪組織中の水分含有量はほとんどの種で70~76%であるという結論に至っている。人体については、Widdousonら[127]が5体の屍体分析から69.4~73.2%という値を示し、Behnkeら[4]はトレーサー実験の結果、72.0%という値を示している。人の身体組成の推定では73%を除脂肪中水分含有量として身体組成を推定する場合が多い[21]。

体水分量法では、被検者の体水分量を測定することになるが、その際には同位元素希釈法が用いられる。重水、トリチウム水、アンチピリンなどのように、細胞外液のみでなく、細胞内液にまで均一に拡散するトレーサー物質を被検者に投与し、トレーサーが体中に十分拡散した後に尿や唾液、血漿などのサンプルをとり、トレーサーの濃度を調べる。通常はトレーサーとして重水を用いる場合が多い[19]。既知量 (Q) のトレーサーを投与した場合、体内の総水分量は次式で求められる。

$$Vb = (Q_{\text{administered}} - Q_{\text{excreted}}) / Cs \quad \dots \text{式 1-7}$$

Vb : 体内総水分量

Q_{administered} : トレーサーの投与量

Q_{excreted} : トレーサーの排泄量

Cs : サンプルのトレーサー濃度

トレーサーとして重水を用いる場合 (重水法) について述べると、被検者は重水を経口投与される前の数時間は食物の摂取を控える必要がある。そして、蒸留水などで薄められた一定量の重水を飲んだ後は、発汗などによるトレーサーの排泄をなるべく小さくするために安静を保つ。被検者に対するこれらの生活上の制限は、測定の精度を高めるためには不可欠である。投与後数時間経過した後にサンプルを採取し、トレーサー濃度を分析する。サンプル中のトレーサーの濃度分析には赤外分光光度計 [59, 67, 108, 123]、ガスクロマトグラフィー [29, 75]、重水 NMR [53] などによる方法がある。濃度分析ではサンプル中の重水濃度が非常に低い場合が多いため、ある程度の技術が必要である。また、投与した重水の 1 ~ 2 % は、尿、呼吸、発汗などにより失われる可能性がある [21]。その他、投与した重水が、水を構成する水素以外の、有機物の水素とも交換する場合があり、Culebrasら [12] によるとその交換率は 5 % にまで及ぶ可能性があるという。その場合、体水分量を過大評価する可能性がある。

【カリウム-40法】

体内のカリウムは電解質として体液中に存在するが、そのほとんどは細胞内に存在し、細胞外にはわずかしかない。また、これまでの解剖学的知見から、除脂肪組織にはほぼ一定濃度のカリウムが存在し、一方、体脂肪中にはカリウムは存在しないとされている。カリウム-40法は、「除脂肪組織内には一定濃度のカリウムが存在する」との仮定のもとに、体内総カリウム量を求めることで除脂肪体重や体脂肪量を求める方法である。

この方法が成り立つためには、除脂肪組織中のカリウム濃度が個体間ではほぼ一定であることが必要である。Cheek and West[8]やTalsoら[114]はラットについて、Shengら[104]、Filerら[15]、Fullerら[27]は豚について、除脂肪体重とカリウム量の関係を検討しているが、両者の相関は $r=0.99$ と高く[8,104]、除脂肪中のカリウム濃度は全体的に安定した値であったという。Forbesら[19]が人について行った4体の屍体分析によると、溺死による1名(72.8mEq)以外では、除脂肪組織中のカリウム濃度は、66.5mEq/kg、66.6mEq/kg、66.8mEq/kgと非常に安定した値になっている。カリウム-40法では、Forbesら[19]の4体の屍体分析の平均値をとって、68.1mEq/kg (2.66g/kg)を男性の値としている。女性に関しては、64.2mEq/kg (2.51g/kg)と男性よりも小さな値を用いるが、これは除脂肪組織の中でカリウムを豊富に含む筋肉が女性では少ないことを反映している。除脂肪体重や体脂肪率は次の式によって算出される[26]。

男性：除脂肪体重=身体カリウム量(g)/2.66(g) …式1-8

女性：除脂肪体重=身体カリウム量(g)/2.51(g) …式1-9

体脂肪率 = (体重-除脂肪体重) / 体重 × 100 …式1-10

身体カリウム量の定量では、ホールボディーカウンティングによる身体からのγ線の測定が行われる。自然界に存在するカリウムは、 ^{39}K 、 ^{41}K 、 ^{40}K の3つの同位元素からなり、その構成比はそれぞれ93.1%、6.9%、0.0117%である。そのうち ^{40}K は放射性同位元素であり、壊変により1.46MeVのγ線を放出するため、ホールボディーカウンターのシンチレーション検出器を用いて体外から検出することができる。身体カリウム量と体外に放出されるγ線の量は比例する。

ため、γ線のカウント値から身体カリウム量を求めることができる。

ホールボディカウンターの詳細は後(1-2)で述べるが、非常に大がかりな装置であることから所有している施設は少なく、一般に緊用しうる測定法とは言い難い。しかしながら、水中体重秤量法における水中での最大呼出のような被検者への身体的負担はほとんどなく、一定時間装置内で横になっている(または座っている)だけで測定が完了するため、幼児から高齢者までほとんどの人に応用が可能である。また、体水分量法のように特別に生活上の制限を行う必要もない。

以上は比較的古くから用いられてきた測定法であり、いずれの方法も、身体は脂肪と除脂肪組織の2つのコンポーネントから構成され、両者には明確な違いが存在するということを前提としている。脂肪と除脂肪組織の違いとは、密度法では密度の違いであり、体水分量法では水分含有量の違いであり、カリウム-40法ではカリウム含有量の違いである(注)。そして、それらの値は、人の屍体分析の結果及び哺乳類の解剖値の検討からおおよその値が明らかにされ、推定式が確立されている。このように直接法に基礎をおいているという点で、この3つの方法はいずれも厳密な方法であると考えられている。

次に、身体組成を簡便に求める方法としてのキャリパー法と、最近開発された方法として、生体電気法と二重光子吸収法について概観する。

(注) これらの方法における除脂肪組織の一定性、つまり、除脂肪組織密度(密度法)、除脂肪組織中水分含有量(体水分量法)、除脂肪組織中カリウム含有量(カリウム-40法)の一定性の仮定については問題があるとの指摘がなされているが、Lohmanら[64]が密度法において除脂肪組織密度に及ぼす成熟の影響を検討した以外は、変動要因や変動の程度は今のところ明らかになっていない。本研究ではこの問題の詳細には触れないが、文献[34, 63, 65, 66]で取り上げられている。

【キャリパー法】

前述した3つの方法では精度の高い身体組成推定値が得られるが、測定装置が大がかりであったり、測定に時間がかかったりするため、フィールド調査などで大量データを収集する場合には応用することは不可能である。そのような場合によく用いられる方法が、キャリパーで測定した皮脂厚から身体密度を推定し、密度法での推定式（Siriの式やBrozekの式）に代入することで体脂肪率を求める方法である。これまでに多くの身体密度推定式が提案されているが、欧米でよく用いられるのがJackson & Pollockの式とDurnin & Wommersleyの式である。Jacksonら[47]は、痩せから肥満までを対象にし、キャリパーを用いて測定した、胸部、上腕背部、肩甲骨下部の皮脂厚の和と年齢から身体密度を推定する式を求めた。また、Durninら[14]は、16～72歳の広範囲の男女481人を対象に、上腕前部、上腕背部、肩甲骨下部、腰部(Suprailiac)などの皮脂厚値の対数を用いて身体密度を推定する式を提案している。また、推定式をつくるに当たっては、体脂肪率が5%～51%と多様な対象を用いたため、応用範囲は広いと考えられる。

日本人を対象にした式で古くから用いられているのは、Nagamine & Suzukiの式[83]であり、上腕背部と肩甲骨下部の皮脂厚の和を用いた1次回帰式によって身体密度を推定するものである。ただし、式をつくるに当たって用いた集団が青年の男女であり、厳密には日本人の全年齢に應用できる式とは言えない。子どもについては、長嶺[84]が肩甲骨下部と上腕背部の皮脂厚の合計値から身体密度を求める式を報告している。

キャリパー法には簡便であるという利点があるが、一方で問題点が少なくない。まず、推定式をつくる際に対象とした集団に対して推定式が特異性をもつことが挙げられ、人種や年齢、性別などにより身体密度推定式が同一でないために、ある集団に適用する式が他の集団に適用できるとは限らない。また、キャリパーのあて方などによる検査間誤差や再現性などが精度上の問題となり、検査者の熟練や測定点の統一が不可欠である。その他、個人によって皮膚の圧縮率や皮下と体内深部の脂肪の存在比などに違いがあることも重要な誤差要因である[71]。このようなことから、この方法では高い推定精度は望めない。また、縦断的に個人を追跡するような場合、全身の脂肪量の変化と身体の一部の皮脂

厚の変化の対応関係が十分に明らかになっておらず、この方法によって全身の身体組成値の変化量を捉えることは困難であるとの意見も見られる[129, 134]。

【生体電気法】

近年開発された新しい方法であり、TOBEC (Total Body Electrical Conductivity) 法とBI (Bioelectrical Impedance) 法とがある。特に、測定が簡単で疫学調査にも応用が可能であるということから最近注目を集めているのはBI法である。ここではBI法について述べる。

身体組成の測定法としてのBI法の応用は、Hofferら[38, 39]が行った、生体インピーダンスと体水分量に関する研究に端を発している。この方法では、一般的には手と足に電極を貼り、ある周波数の微弱な電流を身体に流し、その抵抗値をもとに身体組成を推定する。測定操作は簡単であり、測定時間も短時間ですむ。

測定法の原理を述べると以下ようになる。生体では電流は電解質によって搬送されるため、その伝導率は体積当りのイオン数に比例する。体内では、細胞外液に Na^+ 、 Cl^- 、 HCO_3^- などが、細胞内液には K^+ 、 Mg^{2+} などが存在し、その濃度はほぼ一定に保たれているため、電解質を含む体水分の量と生体インピーダンスには相関関係がある。理論的には、次の式に基づき、伝導体積(V)に体水分を、導体の長さ(S)に身長をあてはめることによって人体に適用する[2, 161]。

$$V = \rho S^2 / R \quad \dots \text{式 1-11}$$

V: 伝導体積 (体水分)

ρ : 比抵抗

S: 導体の長さ (身長)

R: 体全体のレジスタンス

しかしながら、この式を人体に適用するにはいくつかの理論上の問題がある。この式は、導体の組成が均質であること、横断面積が一定であること、電流密度分布が均一であることを仮定するが、人体ではこれらの仮定は成立しない。人体の横断面積は一定ではなく、電流密度分布が均一でない人体では、比抵抗

(ρ) は分かっていない。また、全身のレジスタンス (R) は横断面積の特に小さい部分 (腕や脚部) に依存すると考えられる [2]。これらは、B I 法の理論上のブラックボックスであると言える。

B I 法では、式 1-11 の $[S^2, R]$ といくつかの身体計測値を独立変数に、密度法や同位元素希釈法によって測定された除脂肪体重や体脂肪率、体水分量などを従属変数にした重回帰分析によって身体組成推定式を作る場合が多い。これまでに多くの推定式が報告されているが [30, 31, 62, 68, 69, 70]、普遍的に適用可能な式は今のところ得られていない。現時点では、市販されているインピーダンス計を用いた場合には系統的な過大評価や過小評価をする場合が少なくないというが [11, 41, 51, 52, 101, 102]、今後より妥当性の高い式が示されることにより、キャリパー法に代わる簡便な方法として期待されている。

【二重光子吸収法】

本来は人体の骨塩量を測定するために用いられる方法であるが、Pepplerら [92] が除脂肪体重の測定も可能であることを示し、身体組成を測定する方法としても注目されるようになった。4.4 keV と 120 keV の 2 種類の光子を放出する ^{253}Gd を線源として、ベッド上の被検者の体全体をスキャンし、ベッドの下に NaI (Tl) シンチレータによって、被検者の体による光子の減衰係数を求める。骨や脂肪、脂肪以外の軟組織などの組織量と、求められた減衰係数との関係から各組織量を推定する [78]。

この方法は、密度法や体水分量法、カリウム-40法などのように 2 コンポーネントモデルを仮定せず、人体を脂肪、骨塩、骨塩以外の除脂肪組織の 3 つのコンポーネントに分類する点に特徴を持っている。二重光子吸収法による測定値と密度法による測定値との相関を検討した報告によると $r=0.9$ 前後の高い相関が確認されているものもある [35, 37, 110, 124, 125]。高い精度が得られる可能性が高く、今後期待される方法であるが、現時点では過大評価 [9, 10, 48, 94, 130] や過小評価 [9, 10, 48, 94, 130] をするという報告もあり、未だ方法論上の検討が十分とはいえない。さらに人体に放射線を照射することから侵襲性という点から問題があり、一般の人を対象にした測定法として受け入れられるかどうかは疑問である。

1-1-2. 身体組成測定法におけるカリウム-40法の位置づけ

主な身体組成測定法について簡単に述べてきたが、これまでの身体組成研究で言えることは、小児や高齢者を対象として、発育や老化に伴う脂肪量や除脂肪体重の変化を厳密な方法を用いて捉えた研究が非常に少ないということである。小児についての報告は、最近の報告を加えても少なく、特に10歳以前の子どもを対象にした研究はほとんどないのが現状である。現在の子どもの肥満の増加やいわゆる成人病の低年齢化、体格の向上と相反する体力の低下[79, 80]などを考える場合、幼児期や幼児期から身体組成の発育過程を捉えることは重要なことである。また、高齢者についても、身体機能が大きく低下する年齢以降の身体組成研究はほとんどない。高齢化社会をむかえた現代では、身体機能との関連から身体組成の研究は今後さらに重要性を増すと思われる。このようなことから、身体組成測定法は、より広い年齢層に応用でき、しかも精度の高い方法が必要になる。

前述した方法のうちのいくつかの身体組成測定法について、Forbes[24]がそれぞれの長所と短所をまとめている(表1-1)。小児や高齢者を対象とした場合に求められる身体組成測定法の条件は、理論上の問題がなく、非侵襲的であること、そして特に被検者の心身に対する負担が小さいことであろう。水中体重秤量法による密度法は、ゴールドスタンダードとして信頼されており、多くの研究で用いられているので、被検者が水中での最大呼出に耐えられる場合には密度法を用いるのが望ましいが、幼児や身体機能の低下した高齢者には身体的負担が大きく応用は難しい。体水分量法には、被検者の生活上の制限が必要とされたり、体内でのトレーサーの挙動が十分に解明されていないなどの問題点がある。また、新しい方法であるB1法や二重光子吸収法では、理論上の問題や非侵襲性の問題が残っており、今後さらに方法論上の検討が必要である。

本研究で扱うカリウム-40法には、装置が非常に大がかりであるという短所がある。しかし、被検者に対し身体的精神的な苦痛がほとんどないという点で、小児や高齢者に適する方法であるといえよう。Forbesは[25]、カリウム-40法を用いたFlynnら[16]、Ruledgeら[97]、Novak[87]、Myhre and Kessler[82]、Allenら[1]の研究をもとに、1歳から85歳に至る身体カリウム量の平均値を

報告し、幼児から思春期にかけての身体カリウム量の増加の過程や性差が生じる過程を示している。また、老化については、85歳までに、男性では13～14歳のレベルまで、女性では11～12歳のレベルまで身体カリウム量が減少することを示している。これまでの身体組成の研究の中でも最も広い年齢範囲を含む報告であるが、幼児や高齢者の値を得ることができたのは、カリウム-40法のもつ長所によるところが大きいと考えられる。

筆者らはこれまで身体発育に関する研究を行ってきたが、その研究は、東郷ら[119,120]が述べているように、小児の発育過程を縦断的に短い測定間隔で追跡し、そこで見られる波動を解析しようとした点に特徴を持つ。特に学齢期の児童の体重発育に見られる季節変動を解析し[116,117,118,122]、環境要因や個人内要因の分析、季節変動の地域性などを検討してきた。これらの研究をさらに深く突き詰めて行くと、必然的に体脂肪量や除脂肪体重に関する検討が必要となる。縦断的研究は長い時間を要し、特に身体発育や老化の過程を追跡しようとするとな数年、もしくはそれ以上の期間の追跡が必要になる。よって、個人を追跡する研究の重要性は十分認識されているにも関わらず、そのような研究は非常に少ない。東郷らは1973年以降、発育・加齢研究の一環として身体カリウム量の毎月の継続測定を行ってきた[121]。人数は十数人と少数であるが、幼児から60歳代まで広い年齢範囲を含む対象について同一個人を追跡しているもので、中には幼児期から成人にかけて20年近く追跡している例も数件見られる。筆者も1989年から参加しているが、現時点ではのべ2000件以上の測定データが蓄積されている。このような追跡データは他に例を見ないが、次節(1-2)で述べるように、ホールボディカウンターでカリウム-40からのγ線を検出する際に、校正に関する系統誤差が存在することが分かっており、蓄積されたデータを妥当なものにするにはその誤差要因を解決し、過去にさかのぼって補正を行わなければならない。この点こそ筆者が本研究を行う動機となったところである。次節では、誤差要因の詳細と本研究の目的を述べる。

1-2. ホールボディーカーンティングにおける問題点と本研究の目的

1-2-1. ホールボディーカーンティングにおける検出機構と一般的な ホールボディーカーンターの形状

これまでに述べたように、カリウム-40法は身体組成測定法の中でも高い有効性を持つものであるが、一方でカリウム-40法独自の誤差要因が存在する。ここでは、まずホールボディーカーンティングにおける γ 線の検出機構と、一般に用いられているホールボディーカーンターについて簡単に紹介する。そして、本研究の主題である、ホールボディーカーンティングで身体カリウム量を計測する際の誤差要因について整理する。

<検出系におけるカウントの機構について>

人体内の放射性同位元素から放出された γ 線がホールボディーカーンター内のシンチレーション検出器に入射し、光電効果やコンプトン散乱などの相互作用が生じると、入射した γ 線は全てもしくは一部のエネルギーを失う。その結果電子が放出されるが、電子のエネルギーはシンチレータ内で吸収され、蛍光エネルギーに変換される。その蛍光量は γ 線が失ったエネルギーに近似的に比例する。シンチレータ内で生じた蛍光は、光電子増倍管の光電面に集められ、光電効果によって光電子が放出される。光電子は光電子増倍管内で高電圧によって加速され、複数の電極との衝突によりねずみ算的に増倍され、電気的パルスとして出力される。さらにそのパルスはリニアアンプで増幅され計数される。パルスの数はシンチレータ内で反応した γ 線の数に相当し、得られたパルス波高は γ 線がシンチレータ内で失ったエネルギーに比例するとみなすことができるため、波高分析器でパルス波高を分析することで γ 線のカウントやエネルギーの情報を得ることができる。

<ホールボディーカーンターの代表的なジオメトリーについて>

このような機構によって体内から放出された γ 線の定量や γ 線放出核種の同定を行うことができるが、ホールボディーカーンターの性能を左右するものと

して、検出器の種類や形状、そして被検者と検出器の位置関係が重要である。

通常、ホールボディカウンターでは、カリウム-40量の測定のみでなく、放射性同位元素を扱う施設での事故やフォールアウト、医療目的などで体内に取り込まれた γ 線放出核種の同定やその定量分析も行う。放射性同位元素の中には、カリウム-40のように体内全体に分布するものだけではなく、ある臓器に特異的に沈着するものもあるため、体内の線源の分布位置で効率が大きく変化することがないように工夫されている。しかし、感度の一様性を得ることは難しく、ホールボディカウンティングにおいて最も難しい点であるといわれる[96]。

図1-1の「a」はStandard Chair法といい、簡易型のホールボディカウンターでよく用いられる。「b」はArc法といい、1個の検出器に対し人体の部分も同じ距離になっている。この方法では、人体の各部分の感度は比較的一様であるが、検出器と人体の距離が大きくなるのは避けられず、計数効率が非常に低くなるという短所がある。「c」はMulti-Crystal Array法といわれ、数個のNaI(Tl)シンチレータをベッドの上と下に配置する方法であり、比較的良好な計数効率と感度の一様性が得られる。「d」はScanning法といい、検出器をある速度で身長方向にスキャンさせる方法であるが、感度の一様性が比較的高く、また、放射性同位元素の体内分布の情報が得られるように工夫されている。

以上は主にNaI(Tl)シンチレータ（無機シンチレータ）を用いる方法であるが、プラスチックシンチレータや液体シンチレータなどの有機シンチレータを用いる方が便利な場合もある。無機シンチレータと有機シンチレータとでは γ 線に対する特性が異なる。NaI(Tl)シンチレータに代表される無機シンチレータは原子番号(Z)の大きい元素を含むため、光電効果の発生割合が高く、エネルギースペクトルには光電ピークが明瞭に現れる[99]。一方、有機シンチレータであるプラスチックシンチレータは炭素と水素で構成されているため平均原子番号が小さく、相互作用はコンプトン散乱がほとんどであり、光電ピークが現れないため放射性核種の同定には向かない。しかし、大容積のシンチレータを入手することが可能であるため、大きな幾何学的効率を得るためには都合がよい。そして、既知の放射性同位元素を測定する場合などで、核種同定などの情報は必要なく、高い効率が要求される場合などでは、プラスチックシンチレータや

液体シンチレータなどの大型のシンチレータを用いる方が便利なが多い。通常の体内のカリウム-40の定量分析では、核種同定に関する情報を得る必要はない。むしろ計数効率が高く実際の測定が短時間で済むことの方が重要であり、大容積の有機シンチレータを用いるメリットは大きい。

プラスチックシンチレータを用いた場合のジオメトリーは図1-1の「e」のように被検者の上下に複数のシンチレータを配置したものや、ベッドの下に配置するケースがある。また、「f」や「g」のような形に液体シンチレータを満たす場合もある。いずれも高い幾何学的効率が得られる。

1-2-2. ホールボディークウンティング（カリウム-40測定）における誤差要因

さて、このように様々なタイプのホールボディークウンターがあるが、体内のカリウム-40を定量する場合にはいくつかの誤差要因が存在する。重要な誤差の一つは、Forbes[24]が指摘しているように（表1-1）、カリウム-40法では適切に校正を行うことが難しく、適切な校正が行われない場合にもたらされる誤差である。もう一つはバックグラウンド（自然放射線）によってもたらされる誤差である。この2つの誤差要因の他に光電子増倍管など検出系の性能の変化や劣化による誤差も実用上考えられるが、それは変化の過程を常に把握することで十分対処できるものである。

以下、校正に関する誤差及びバックグラウンドによる誤差について述べる。

<校正に関する誤差について>

前述の通り、カリウム-40法では、人体内のカリウム-40から放出される γ 線の量をホールボディークウンティングによって計測するが、その際、体内のカリウム-40からの γ 線放出数と、測定で得られるカウント数との対応関係を表すのが計数効率である。計数効率は体内のカリウム-40量を求める際に重要な値である。体内のカリウム-40からの γ 線放出数は、次式のように、測定によって得られたカウントを計数効率で除すことにより求められ、その値から身体カリウム量が算出される。

$$D = C / EF$$

D: 体内のカリウム-40からの γ 線放出数

C: ホールボディカウンティングによるカウント数

EF: 計数効率

ここで重要な問題点として、計数効率が被検者の体格に大きく依存することが挙げられる。それは被検者の体格や体型が多様であるため、幾何学的効率や γ 線の散乱・吸収が人によって異なることが原因となっている。よって、個々の被検者の体格を考慮した適切な校正を行うことが必要となるが、このときに十分な精度の校正がなされないと重大な誤差が生じる。

これまでなされてきた校正法には、放射性同位元素を実際に人体に投与し、投与量とカウントとの関係から校正を行う直接法[28, 40, 76, 93]と、既知量の放射性同位元素を含み、人体に類似した形状の人体模型（ファントム）を用いるファントム法（間接法）とがある。直接法は、放射性同位元素を人体に直接投与することから、一般的な校正法としては問題があり、ほとんど用いられない。通常用いられる方法はファントム法であり、筆者らが使用しているホールボディカウンター（東大ヒューマンカウンター）でも、大小5種類の箱型ファントム（2-2参照）を用いて校正が行われている。しかしながら、様々な体格の被検者に合わせて多様なファントムを用意することは実際にはほとんど不可能であり、被検者の体格と校正用ファントムの体格が異なる場合には校正に誤差が生じることになる。後で述べるように本研究の主題はこの点について新たな校正法を検討することにある。

<バックグラウンドに関する誤差要因について>

真のカウントに対するバックグラウンドのカウントの比が小さいほど測定値の統計誤差は小さくなるため、誤差を小さくするにはバックグラウンドを極力小さくする必要がある。一般にホールボディカウンターでは、宇宙線や建造物からの放射線を遮蔽してバックグラウンドを減らすために、鉄や鉛などで検出器と被検者を隔離するケースが多い。また、バックグラウンドには希ガスのラドン・トリウムを起源とするものも多いため、換気によってラドン・トリウムの少

ない空気を測定室内に取り入れるなどの工夫がなされている場合が多い[96]。

＜これらの誤差要因についての我々の経験＞

図1-2は筆者らの用いているホールボディーカウンター（東大ヒューマンカウンター）に換気設備が設置される前後でのバックグラウンドの日内変動を示したものである。2チャンネル波高分析を用いており、2つのチャンネル（UpperチャンネルとLowerチャンネル）のバックグラウンドのカウント値が示されているが、換気によっていかにバックグラウンドが減少し、安定したかが分かる。一方、表1-2は同一被検者を内外のいくつかのホールボディーカウンターで測定した際の身体カリウム量である。全ての測定が短い期間に行われたわけではないので、身体カリウム量が実際に変動している可能性は否めないが、施設間の測定値に大きな差が見られることが分かる。これらの施設ではいずれもバックグラウンドの管理は十分なされていることから、この施設間の測定値の差異はすなわち校正上の誤差と考えることができる。東大ヒューマンカウンターにおいても、体脂肪率が0%に近くなったり、明らかに筋肉量が異なる被検者でほぼ同じ身体カリウム量になるなど、校正における誤差と考えられる例が少なくない。このようなことから、ホールボディーカウンティングにおいて、精度の高い校正法がいかに重要であるかが想像できる。

1-2-3. 研究の目的と枠組み

身体カリウム量を正確に測定するためには、被検者の体格を考慮した精度の高い較正が必要であることを指摘した。この問題を解決するためには、一つは従来用いられてきた較正法を改善することである。ただし、放射性同位元素を体内に直接投与する直接法は問題が多いため、通常用いられているファントム法がその対象となる。ファントム法では、数体の較正用ファントムであらゆる体格、体型の人体を近似しようとするため較正の精度が低くなる。よって、ファントム法の改善とは、つまりは様々な体格の被検者に合うように多様な体格、体型の数多くの較正用ファントムを準備することに他ならない。しかし、被検者の体格が非常に多様であることを考えると、少なくとも数十体の較正用ファントムが必要になる。まったく不可能ではないにしろ、非能率的であることは間違いない。

そこで本研究では、新たな較正法として放射線シミュレーション技術を応用する方法を提案し、その実用性を検討することを目的とした。この方法は、モンテカルロ・シミュレーションコードを用いて、ホールボディカウンター内で生じている現象、つまり、人体から放射されたγ線が物質との相互作用を繰り返していく過程をコンピューターで確率的に計算し、検出器に吸収されるγ線の量とエネルギーを評価する方法である。この方法が確立された場合、線源となる人体の体格や体型は入力データとして任意に与えることができるため、どのような体格でも設定することができる。よって、較正用ファントムを物理的に作るよりもはるかに能率的であり、応用範囲も広いと考えられる。この方法を確立するためには、適切なシミュレーションコードを用いること、そしてシミュレーションの結果が実測状況を十分に再現していることを確認することが重要である。図1-8に、本研究の全体的な枠組みを示す。以下、本研究の流れを枠組みに沿って解説する。

① シミュレーションコードの選択

モンテカルロ・シミュレーションコードは、高エネルギー物理学、原子力工学、および放射線医学などで実用され、高い評価を受けているEGS4コード

を選択した。これは、1960年代前半から米国の高エネルギー物理の研究所であるSLAC (Stanford Linear Accelerator Center)で開発されてきた、電磁カスケードをシミュレートするモンテカルロプログラムである[85]。1978年にEGS 3が一般に公開されたが、これをもとに核医学やシンクロトロン施設など多くの分野でEGSコードが適用できるように改良されたのがEGS 4である。EGS 4の主な特徴は以下の通りである[78]。

- ・3次元形状モンテカルロ・コードである。
- ・電子、陽電子、光子の輸送を、原子数1から100までの任意の元素、化合物、混合物についてシミュレーションを行うことができる。
- ・適用エネルギー範囲は、電子では数十keVから数千GeV、光子では数keVから数千GeVと広範囲である。
- ・考慮されている物理過程としては、電子に対しては、制動放射、消滅放射、Møller散乱、およびBhabha散乱が物質とのdiscreteな相互作用として扱われており、連続的な相互作用としてはMoliereの多重散乱理論に基づく連続減速モデルが用いられている。一方、光子に対しては、光電効果、コンプトン散乱、電子対生成、Rayleigh散乱が扱われている。
- ・EGS 4で使用する各物質ごとのデータ（断面積、分岐比など）は、PEGS 4と呼ばれる前処理プログラムで作成される。

プログラムの概要を図1-4に示すが、EGS 4を用いてシミュレーションを行うためにはUSER CODEをユーザーが独自に作成する必要があった。しかし、近年EGS 4コード汎用ユーザーズ版が整備され[78]、実際にUSER CODEを作成しなくても複雑な形状に対して簡便にEGS 4が使用できるようになった。EGS 4コード汎用ユーザーズ版の特徴の一つは、位置ベクトルと方向ベクトルで図1-5のような基本形状を表現し、その組合せで複雑な形状が設定できることである。形状設定のプログラム(MARS [126]のGeometrical Packageとその一部拡張機能)は計算体系の幾何学的形状を指定するルーチンであるHOWFARに組み込まれている。本論文の第3章では、これらの基本形状の組合せによって、人体モデルの体内に複雑な形状の臓器を表現し

た。線源は、点線源、面線源、体積線源、ビーム線源が指定できる。本研究では、点線源と体積線源を主に用いているが、体積線源では基本形状の組合せで形成した領域を設定することができる。その他の特徴は、文献[78]に詳しい。

E G S 4 のシミュレーションの全体的な流れを図1-6に示すが、「線源の決定」、「飛行距離の決定」、「衝突の種類の決定」などでは、乱数を用いて確率的に計算している。(なお、E G S 4 コード汎用ユーザズ版の入力データ(付録1)、出力結果(付録2)、E G S 4 で用いる断面積データを作るための前処理プログラム P E G S 4 の入力データ(付録3)の例は巻末の付録に掲載してある。)

② シミュレーションの検証

標準線源の実測の結果と、E G S 4 によるシミュレーションの結果を比較することで、シミュレーションの妥当性の検討を試みる。検討すべき点は、シミュレーションによるエネルギースペクトルが妥当であるか、そして、体格に伴う計数効率の変動を正確に評価するか、の2点である。ここで、シミュレーションの妥当性が確認され、シミュレーションによって実測状況が高い精度で再現されることが確認されたなら、その後の検討ではシミュレーションの結果は実際の実験結果と同等に扱うことができる。

③ 人体のモデル化

シミュレーションの妥当性が確認された場合、線源として定義すべき人体のモデル化を行う。検討すべき点は、体内のカリウム分布と計数効率の関係、臓器・組織の密度と計数効率の関係、線源を含まない皮下脂肪組織の厚さと計数効率の関係などであり、実際の人体内の複雑な状況をどの程度単純化できるかが焦点になる。

④ シミュレーションによる校正法の確立

放射線シミュレーション技術を用いた校正法の実用段階として、様々な体格の人体モデルの計数効率をシミュレーションで求め、人体モデルの体格、体型と計数効率との関係を明らかにする。また、計数効率の変動を体格指標から推

定するための計数効率推定式の検討を行う。

本研究では、この一連の検討を東京大学原子力研究総合センターに設置されているホールボディカウンター（東大ヒューマンカウンター）を用いて行う。従って、本研究での結果は東大ヒューマンカウンターに限った結果となる場合が多いが、ここで新しい校正法の妥当性が確認されるならば、他の様々なホールボディカウンターでも応用が可能になることは言うまでもない。

1-2-4. 東大ヒューマンカウンターの概要

前述したように、ホールボディカウンターは、体内に存在する放射性核種から放出される γ 線を検出することで核種の同定や定量分析を行う装置である。東京大学原子力研究総合センターには1965年に設置された。以下、東大ヒューマンカウンターの構造上の概要を述べる[50]。

全体的な配置は図1-7のようになっている。シンチレーション検出器は鉄室の中に配置されており、測定では被検者は鉄室内のベッド上に仰向けに寝る。鉄室は、厚さ20cmの鉄壁で囲まれており、内壁は厚さ3mmのアクリル樹脂板で内張りされている。鉄室の内のは（縦）220cm \times （横）85cm \times （高さ）170cmである。鉄壁は、宇宙線や建物の材質などを起源とする放射線の影響を低減し、バックグラウンドを低下させる。さらに、鉄室内では希ガスのラドン・トロンの影響を減らすために、空調によってラドン・トロンの希薄な高所の空気を取り込んでいる。

図1-8は人体、校正用ファントムの測定時の状況と鉄室内のシンチレータの配置である。シンチレーション検出器は、プラスチックシンチレータによる検出系とNaI(Tl)シンチレータによる検出系の2つが用意されている。プラスチックシンチレータによる検出系では、サイズが50 \times 50 \times 18cmと大型のプラスチックシンチレータを4個用いており、アクリル製ベッドの下に設置してある。それぞれのシンチレータに光電子増倍管が4個、計16個取り付けられており、パルスは2チャンネル波高分析、もしくはマルチチャンネル波高分析によって、チャンネルごとにカウントされる（図1-9）。NaI(Tl)シンチレータは、アク

リルベッドの上部に位置している。

身体カリウム測定では、測定時間が短時間で済むことが望ましい。特に小児の測定では測定時間が短くて済むことは重要であるため、身体カリウム測定では大きな効率を得られるプラスチックシンチレータが主に用いられている。

第2章 シミュレーションの妥当性の検証

本章の目的は、ホールボディカウンターで身体カリウム量を測定する場合に見られる計数効率の変動を校正するために、EGS4コードによるシミュレーションを応用する妥当性を検証することである。ここでは、まずEGS4により計算されたエネルギースペクトルが、実験で求められたエネルギースペクトルを精度よくシミュレートするかどうかを検討する。次に校正用ファントムの体格の違いに伴う計数効率の変動が、シミュレーションの結果と実測の結果とで一致するかどうかについて検討していく。

2-1. シミュレーションによるエネルギースペクトルの妥当性

2-1-1. シミュレーションによるエネルギースペクトルの基礎的検討

a. 目的

シミュレーションによるエネルギースペクトルの妥当性を検討する場合、その第一段階として単純な標準線源を想定したシミュレーションを行い、シミュレーションにおける問題の所在を明らかにしておく必要がある。ここでは、カリウム-40の標準線源を定義してシミュレーションを行った場合、理論的に納得しうるエネルギースペクトルが得られるかどうかを検討した。

1-2-4に概要を示した際に述べたとおり、東大ヒューマンカウンターで体内カリウムの定量測定を行う場合には、主にプラスチックシンチレータ検出器を用いる。本研究では一貫してプラスチックシンチレータ検出器を用いた人体カリウム量測定を検討している。

b. 方法

<シミュレーションについて>

身体から放出された γ 線の挙動をシミュレートするために、図2-1のように東大ヒューマンカウンターの形状を定義した。これは、東大ヒューマンカウンターを簡略化した形状を設定したものであり、バックグラウンドの遮蔽のた

めの鉄室、鉄室内壁の亚克力板、プラスチックシンチレータ、シンチレータを覆うステンレス、亚克力ベッドなどがモデル化されている。各部分の材質は表2-1のように定義した。

線源はカリウム-40とし、1.4608MeVの γ 線を放出するものとした。線源の形状は塩化カリウムの入った円柱上のボトル（直径7.5cm、高さ10.0cm）の中に線源が均一に分布しているものとした。線源の設置位置は亚克力ベッド上であり、シンチレータAブロック（図2-1を参照）の中央上部に線源が位置するように設定した。エネルギーメッシュは0.0001MeVから1.4608MeVを25等分し、Aブロックのシンチレータでのエネルギースペクトルを求めた。

< Klein-仁科の式による分布について >

γ 線とプラスチックとの相互作用はコンプトン散乱が主であり、光電効果はほとんど生じない。よって、シミュレーションで得られるエネルギースペクトルは、基本的には γ 線と物質とのコンプトン散乱の反応断面積をあらわす Klein-仁科の式（式2-1）による分布に類似することが期待される。この分布は γ 線のエネルギーに固有のコンプトンエッジ（カリウム-40では1.24MeV）をもち、図2-2のような形状になる。

$$g(E_F) = \begin{cases} \frac{\pi}{\alpha^2 m_e c^2} \left\{ 2 \left(\frac{E_F}{E_F - E_C} \right) r \left(\frac{1}{\alpha^2} + \frac{E_F - E_C}{E_C} - \frac{2}{\alpha} \left(\frac{E_F - E_C}{E_C} \right) \right) \right\} \dots 0 < E_F < E_C \\ 0 \dots E_F > E_C \end{cases} \dots \text{式 2-1}$$

E_F : 電子のエネルギー

E_C : γ 線のエネルギー

E_C : コンプトン・エッジのエネルギー

$$E_C = E_F \cdot \frac{2\alpha}{1+2\alpha}$$

$$\alpha = E_F / m_e c^2$$

$m_e c^2$: 電子の静止質量エネルギー ($m_e c^2 = 0.511\text{MeV}$)

r : 古典電子半径

ここでは、シミュレーションによるエネルギースペクトルとKlein-仁科の式による分布を比較し、基礎的検討を行った。

c. 結果

図2-3にシミュレーションによるエネルギースペクトルとKlein-仁科の式による分布を示す。シミュレーションの結果とKlein-仁科の式による分布では、約0.7MeVのエネルギー値からコンプトンエッジにかけての分布の立ち上がりは両者でよく一致していた。一方、シミュレーションでは、約0.7MeVより低エネルギー側で大きなカウントが見られた点と、コンプトンエッジ(1.24MeV)より高エネルギー側でカウントが見られた点で、両者に隔たりがあった。

d. 考察

シミュレーションの結果では、低エネルギー側のエネルギースペクトルがKlein-仁科の式による分布に比べ大きかった。ホールボディカウンターは鉄室で密閉されているため、鉄室内には散乱を繰り返した低エネルギーの γ 線が多数存在していると考えられ、しかも後の図2-13～図2-16で示す実測による分布にも同様の傾向が見られることから、むしろ妥当な結果であると解釈できる。

一方、コンプトンエッジより高エネルギー側にもかなりのカウントが見られたが、EGS4の結果にはエネルギー分解能を表すばらつきは考慮されていないので、コンプトンエッジのエネルギー値(1.24MeV)と光電ピークがあらわれる1.46MeVの間にはカウントはほとんど見られないはずである。しかし、シミュレーションによるスペクトルでは、1.24MeVから1.46MeVの間にもかなりのカウントが見られた。このような結果になる原因としては、次の3点が考えられる。

① プラスチックシンチレータ内で γ 線の多重散乱が生じている。

② シンチレータを収めている容器(厚さ0.8mmのステンレス)における光電効果の影響がある。

③ シミュレーションに問題があり、実験状況を正確に表現していない。

次ではこれらの点について検討する。

2-1-2. コンプトンエッジより高エネルギー側のカウントについて

シミュレーションによるエネルギースペクトルでの問題点、すなわちコンプトンエッジ以上のエネルギー範囲に見られるカウントについて、その原因を検討する。原因として考えられることは次の3点である。

① プラスチックシンチレータ内での γ 線の多重散乱の発生

本研究で用いているプラスチックシンチレータは体積が大きいため(50×50×15cm)、一個の γ 線がシンチレータ内で複数回散乱する多重散乱が発生する可能性がある。EGS4では、多重散乱が生じた場合、複数回の散乱でシンチレータに沈着したエネルギーは加算される。よって、シンチレータ内の多重散乱で γ 線がほとんどのエネルギーを失った場合、エネルギースペクトルにはコンプトンエッジのエネルギー値以上にもカウントが現れることになる。この現象が多く発生している場合には、図2-3のようなエネルギースペクトルになる可能性がある。

② シンチレータを収めているステンレスの容器の影響

γ 線はプラスチックシンチレータに入射する前に必ず厚さ0.3mmのステンレスの枠を通過するが、その際にステンレスで光電効果が生じると1.46MeVの光電子が放出される。その電子がプラスチックシンチレータに入り、そこでエネルギーを失った場合には、コンプトンエッジ以上にもカウントが現れると考えられる。

③ シミュレーションコード上の問題

コンプトンエッジのエネルギー値以上のカウントが、①もしくは②で説明されなかった場合には、シミュレーションの結果がホールボディーカウンタ内での放射線の挙動を正確に再現しておらず、コード上もしくは使用上になんらかの問題がある可能性がある。

<多重散乱の影響についての検討>

a. 目的

密度が低い物質内では多重散乱が起こりにくくなるため「プラスチックシンチレータの密度を実際より低く設定してシミュレーションを行うと、エネルギースペクトルのコンプトンエッジ以上のカウントは相対的に減少する」という仮説を設定し、この条件でシミュレーションを行い多重散乱の影響を検討した。

b. 方法

ホールボディカウンターの幾何学的形状は図2-1と同様に設定し、材質はプラスチック以外は表2-1と同様に設定した。本来プラスチックの密度は1.03g/ccであるが、ここでは0.50g/ccに低下させてシミュレーションを行った。線源の位置と形状は2-1-1と同様に設定した。

c. 結果と考察

物質内の γ 線の飛程は、密度が大きい物質内では短く、密度が小さい物質内では大きくなるため、同一の形状、体積の物質内を γ 線が通過する場合には、密度が小さい物質ほど多重散乱は起こりにくくなる。従って、通常の密度で求めたスペクトルに比べ、プラスチックの密度を低下させた場合のスペクトルでコンプトンエッジより高エネルギー側のカウントが明らかに低下していれば、多重散乱が原因であると結論できる。

図2-4に示すように、プラスチックの密度を低く設定した場合にはコンプトンエッジ以上のエネルギー範囲ではカウントが大きく低下しており、仮説が正しいことが証明された。これは、実測においてもシンチレータ内では γ 線の多重散乱が発生している可能性を示すものである。

<ステンレスの影響についての検討>

a. 目的

ステンレスと γ 線の反応がコンプトンエッジ以上に高カウントをもたらす原因であるかどうかを検討するために、『ステンレスを除去してシミュレーションを行った場合には、コンプトンエッジ以上のエネルギー範囲でのカウントはなくなる』という仮説をたて、ステンレスを除去した状態でのシミュレーションを行った。

b. 方法

ホールボディカウンターの幾何学的形状や材質、線源の種類や形状はこれまでと同様に設定したが、ステンレスと定義されているシンチレータの周囲の領域のみ空気におきかえて（ステンレスを除去した状態で）シミュレーションを行った。そして、ステンレスを設定した際のエネルギースペクトルと比較した。

c. 結果と考察

ステンレスを削除した場合のスペクトルを図2-5に示すが、スペクトルの形状はステンレスが存在する場合と変わらなかった。従って、ステンレスの存在がスペクトルに影響するという仮説は支持されなかった。

以上の γ 線の多重散乱についての検討及びステンレスによる影響についての検討から、コンプトンエッジのエネルギー値以上に見られる相当数のカウントの原因は γ 線の多重散乱によるものと判明した。実測においても同様の現象が生じている可能性が考えられ、シミュレーションの妥当性を検討していく際には、この点を考慮していく必要がある。

2-1-3. シミュレーションによるスペクトルと実測によるスペクトルの比較

a. 目的

ここでは、標準線源について、実際に測定した場合のスペクトルと、シミュレーションによって得られたスペクトルが一致するかどうかを検討することを目的とする。ホールボディカウンターで γ 線の計測を行う際には、 γ 線のエネルギーはパルス波高を示すチャンネル値として表される。これはエネルギーの相対値を示しており、エネルギーの絶対値そのものを表すものではない。一方、EGS4によるシミュレーションでは、付録2に示すように、 γ 線のエネルギーそのものが表現される。実測値とシミュレーションのスペクトルを比較する場合、まず実測におけるチャンネル値とエネルギー値との対応関係を明らかにする（エネルギー較正を行う）必要がある。

通常、 γ 線測定におけるエネルギー較正は、核種に固有のエネルギー値をもつ光電ピークを用いて行う場合が多い。しかし、 γ 線とプラスチックの相互作用はコンプトン散乱がほとんどであるため、プラスチックシンチレータを用いて計測した場合、光電ピークは現れない。よって、エネルギー値の情報をもつコンプトンピークを用いて較正を行うことになる。その場合には、検出系のエネルギー分解能を考慮するために、Klein-仁科の式で求められる分布（図2-2）に、分解能と同様のばらつきをもつガウス分布をかけ、そこから得られるピークエネルギー値を用いる方法が考えられる[100]。しかし、ここで用いているプラスチックシンチレータ内では γ 線の多重散乱が発生している可能性が高く、Klein-仁科の式を用いると多重散乱が考慮できないため、正確なエネルギー較正を行うことができない。そこで、ここでは以下のようなエネルギー較正を試みた。

まず、「EGS4によるシミュレーションの結果が実測でのエネルギースペクトルを正しく表現する」という仮定を設定する。この仮定に基づくと、シミュレーションによるエネルギースペクトルに分解能としてばらつきを持たせた場合、そのばらつきが検出系のエネルギー分解能と一致したときに、実測スペクトルとシミュレーションによるスペクトルは一致することになる。両スペク

トルに一致が見られたなら、ここでの仮定が正しいと結論でき、同時にエネルギー較正が可能になる。

b. 方法

3種の核種のコンプトンピークを用いて3点近似でエネルギー較正を行うために、Cs-137、Co-60、K-40の標準線源について、実測及びシミュレーションを以下の通りに行った。

<実測について>

4個のプラスチックシンチレータそれぞれについて、1,023チャンネルのマルチチャンネル波高分析を用いてスペクトルを得た。Cs-137、Co-60はポイントソースを用い、厚さ5mmのアクリル板でできた箱（外径：19×15×19cm、中は空気）の上にのせ、シンチレータの中央上部に線源が位置するように設置した。K-40の標準線源はボトル入り塩化カリウム（1本500g、直径7.5cm×高さ10.0cm）を3本用いて、シンチレータの中央上部に位置するようにアクリルベッド上に直接置いた。線源強度はCs-137は30,500Bq、Co-60は7,600Bq、K-40は 8.100×3 Bqである。計測は各線源についてシンチレータ別に行った。誤差が1%以内になるようなカウントが得られるように、測定時間はCs-137とCo-60では100秒、K-40では300秒とした。線源計測後、ただちにバックグラウンドを計測し、線源のスペクトルから差し引いた。

<シミュレーションについて>

ホールボディカウンターの幾何学的形状は図2-1と同様に設定し、線源などの位置関係は実測状況と一致するように定義した。エネルギーメッシュは0.0001MeVから1.4608MeVを等間隔に25分割した。

Cs-137は点線源とし、線源強度は0.662MeVとした。K-40は体積線源で1.4608MeVと設定した。Co-60は点線源としたが、1.17MeVと1.33MeVの2本の γ 線を放出するため、それぞれの線源強度ごとにシミュレーションを行い、両者の分岐比（1:1）で加え合わせてエネルギースペクトルを求めた。

＜プラスチックシンチレータのエネルギー較正について＞

実際の測定で得られるスペクトルは、発光の過程や電氣的回路を経る過程で統計的なばらつきを持つ。例えば、 γ 線の多重散乱がなくKlein-仁科の式で表される分布の場合でも、図2-6のようにエネルギー分解能の大きさによって分布に広がりが見られ、分解能が大きくなるにつれてピークの位置も変化する[115]。従って、コンプトンピークを用いてエネルギー較正を行う場合には、検出系のエネルギー分解能の大きさがエネルギー較正後のスペクトルの形状に影響するといえる。

ここでは、前述の「EGS4によるシミュレーションの結果が実測エネルギースペクトルを正しく表現する」という仮定に基づいて、次のような手順でエネルギー較正を行った。そして、シミュレーションによるエネルギースペクトルと実測スペクトルとが一致した場合に、エネルギー較正が適切に行われたとし、同時に仮定が正しいと判断する。

- ① まず、Cs-137、Co-60、K-40のそれぞれについて、シミュレーションによるエネルギースペクトルにあるばらつき(σ_0)を持つガウス分布をかけ(式2-2)、分解能を考慮したスペクトルを求める。

$$y(E) = \int_0^{\infty} x(E') \cdot \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(E-E')^2}{2\sigma^2}\right) dE'$$

$$\text{但し } \sigma = \sigma_0 \sqrt{E'}$$

…式2-2

$x(E')$: EGS4で求めたエネルギー群ごとのカウント

$y(E)$: $x(E')$ にガウス分布をかけて振り分けたエネルギー群ごとのカウント

エネルギーの単位はMeV

- ② ①で求めたCs-137、Co-60、K-40のスペクトルのピークエネルギー値と、実測スペクトルのピークチャンネル値との関係から、最小二乗法による一次回帰によってエネルギー較正式を求める。

③ エネルギー較正式で、実測スペクトルのチャンネル値をエネルギー値に変換したのち、実測とシミュレーションのエネルギースペクトルを比較し、分布が両者で一致している場合には、そのエネルギー分解能とエネルギー較正直線を採用する。両者に一致が見られない場合には、①のばらつきの大きさ(σ_0)を変え、①→②→③を繰り返す。

c. 結果

図2-7に、Cs-137、Co-60、K-40の3種の線源についてシミュレーションで求めたスペクトルを示す。また、図2-8にCs-137とK-40のスペクトルに種々のばらつき(σ_0)を持つガウス分布をかけたスペクトルを示す。 σ_0 が7%から17%へと大きくなるにつれてピークは低くなり、分布は広がるが、同時にピークのエネルギー値は徐々に低エネルギー側に移動することが分かる。表2-2に3種の線源のスペクトルにガウス分布をかけた場合のピークのエネルギー値を示す。シミュレーションによるエネルギースペクトルに7%から17%の分解能をかけると、Cs-137のピーク値は0.55MeVから0.48MeVへと移動し、同様にCo-60では1.08MeVから1.02MeVへ、K-40では1.33MeVから1.25MeVへと移動した。一方、3種の線源をマルチチャンネル波高分析で実測した場合のピークのチャンネル値は表2-3の通りであり、各シンチレータでのスペクトルのピークは、Aブロック、Bブロック、Dブロックではほぼ同じチャンネル値に出現していたが、Cブロックでは他のブロックよりも低いチャンネル値に現れていた。

図2-9は、シンチレータAブロックについて、3種の核種のピーク値を用いて単回帰分析により求めたエネルギー較正直線である。分解能が8%、13%、17%の3つの場合のみ示してあるが、コンプトンピークを用いた3点の直線回帰は、いずれの分解能においても良好であった。エネルギー較正直線は、分解能が大きくなるに従い、徐々に低エネルギー側に移動する傾向が見られた。図2-13は、それぞれのエネルギー較正式によって実測によるスペクトルのエネルギー較正を行ったのち、シミュレーションと実測によるスペクトルを比較したものである。コンプトンピークの高さで両スペクトルを一致させてあるが、分解能が11%以下の場合にはコンプトンピークの広がりを実測に比べシミュレー

シミュレーションによるスペクトルの方が小さく、分解能が13%の場合に一致し、分解能が15%以上になると広がりが大きくなった。全体的なスペクトルの形状では、1MeVより低エネルギー側でシミュレーションのスペクトルの方が多少低い傾向が見られたものの、全体的には両スペクトルの形状はほぼ一致していた。

シンチレータAブロックと同様、Bブロック、Cブロック、Dブロックでも、3つの核種のピーク値による直線回帰は良好であり（図2-10、図2-11、図2-12）、分解能が大きくなるにつれてエネルギー較正直線は徐々に低エネルギー側に移動した。それぞれのエネルギー較正直線で実測スペクトルのエネルギー較正を行い、実測とシミュレーションのスペクトルを比較したところ、シンチレータBブロックでは分解能が13%の場合に、Cブロックでは15%の場合に、また、Dブロックでは15%の場合に、実測とシミュレーションのスペクトルが最も近似していた（図2-14、図2-15、図2-16）。全体的なスペクトルの形状はAブロックと同様、他のブロックでも1MeVより低エネルギー側で、シミュレーションのスペクトルの方が多少低い傾向が見られたものの、全体的にはよく一致していた。

エネルギー較正によって得られた較正直線は、A、B、Dブロックではほぼ一致したが、Cブロックでは大きなずれが見られた（図2-17）。

d. 考察

プラスチックシンチレータでは、通常γ線のエネルギーとパルス波高は直線関係になるが[44]、ここでの結果でも8種の線源を用いてエネルギー較正を行ったところ、4つのシンチレータのいずれにおいても直線関係が見られた。シミュレーションによるスペクトルでは、分解能が大きくなるにつれてコンプトンピークのエネルギー値は徐々に低エネルギー側に移動していた（表2-2）。従って、分解能の大きさを適切に把握しないと、エネルギー較正後のスペクトルのピークエネルギー値やスペクトルの形状に歪みが生じることになる。本研究では、コンプトンピークの分布の広がりにおいて、両者が一致した時点の分解能を採用し、各シンチレータの分解能を明らかにした。その結果エネルギー較正式を求めることができた。

「EGS4によるシミュレーションの結果が実測エネルギースペクトルを正

しく表現する」という前述の仮定の妥当性について検討する。この仮定に基づいてエネルギー較正を行ったところ、図2-13～図2-16に示すように、適切な分解能でエネルギー較正が行われた場合には、実測とシミュレーションのスペクトルがほぼ一致していた。これより仮定は正しく、シミュレーションによるエネルギースペクトルは妥当なものであると結論できよう。ただし、低エネルギー側ではシミュレーションのスペクトルの方が多少低い傾向が見られた。その理由には、シミュレーションでモデル化したホールボディカウンターが実際よりも簡略化されていることの影響、また、シンチレータ内でのクエンチングのために、実測でのパルス波高が低下し、低エネルギー側でのカウントが相対的に増加している可能性などが考えられる。しかしながら、両者の隔たりには一貫した傾向があり、その差は大きくない。また、実際の身体カリウム量の算出には、コンプトンピーク近辺のエネルギー範囲のカウントを用いるため、スペクトルの形状がほぼ一致している限り、低エネルギー側における多少のずれは大きな問題とはならないと考えられる。

2-2. シミュレーションで求めた計数効率の妥当性

2-1において、シミュレーションによるエネルギースペクトルが実測によるスペクトルを実用上十分に再現していることが証明された。そこで次に、本章の中心的課題である、人体の体格や体型の違いに伴う計数効率の変動をEGS4によるシミュレーションが精度よく再現するか、という問題について検討していく。ここでは、人体に類似した体積線源として、既知量のカリウムが全身に均一に分布するファントム（人体模型）を用い、ファントムの体格の違いによる計数効率の変動について実測とシミュレーションの値を比較した。その際、全スペクトルを含むエネルギー範囲での計数効率と、東大ヒューマンカウンターで用いられる2チャンネル波高分析での計数効率の2つの視点から検討した。

《全スペクトルを含むエネルギー範囲での計数効率の変動についての検討》

a. 方法

＜ファントムの実測＞

用いた箱型ファントムの概要を図2-18に、各ファントムの詳細なサイズを表2-4に示す。ファントムの体格には、小型のファントムから、幼人、小人、中人、成人、巨人の5段階があり、それぞれ頭部、頸部、胸部、腹部、腰部が各1個、大腿部、下腿部、前腕部、上腕部が各2個の構成になっている。各部位の外枠の材質は、厚さ0.5cmの塩化ビニールである。各サイズのファントムについて、既知量(602.5g)のカリウム(1148.9gの塩化カリウム)を含む水溶液で満たされているカリウムファントムと、蒸留水で満たされている水ファントムがある。カリウムファントムではカリウムはファントム全体に均一濃度で分布している。いずれのファントムも、アクリルベッド上に、シンチレータAブロック(図2-1を参照)側の端から3.5cmの位置に脚部の末端が位置し、ファントムの正中線がアクリルベッドの中央を通るように設置した。カリウムファントムを測定(300秒)した後、直ちに同じサイズの水ファントムを同時間測定し、バックグラウンドとして差し引いた。

波高分析は1,023チャンネルのマルチチャンネル波高分析器を用い、測定時間

は300秒とした。低エネルギー側ではノイズが多いので、ほぼ170keVをディスクリレベルとし、それ以下ではカウントはしていない。(なお、以後「全スペクトルを含むエネルギー範囲」とした場合には、ディスクリレベルの170keV以上を示す。)ここではディスクリレベル以上のカウントを合計し、4個のシンチレータそれぞれについて、次式によって計数効率を求めた。

$$\text{計数効率} = \text{カウント数} / K\text{-40からの}\gamma\text{線放出数} \times 100$$

<ファントムについてのシミュレーション>

ホールボディーカウンターの幾何学的形状は図2-1と同様に設定し、ファントムは実測状況と同様にアクリルベッド上に定義した。シンチレータと各ファントムの位置関係を図2-19に示す。各材質は表2-1と同様に設定した。線源はファントム内の水とし、線源強度はカリウム-40のエネルギー値である1.4608MeVと設定した。計数効率は、実測でのディスクリレベルと同じ0.17MeV以上のカウントからシンチレータごとに求めた。

<統計誤差について>

放射線測定のように不規則に生じる現象をカウントする場合、測定で得られるカウントにはばらつきが存在し、その確率分布はポアソン分布に従う。この分布はカウントが大きい場合にはガウス分布に近似する。また、その分散は平均と一致することから、放射線測定における統計誤差は、測定で得られたカウントの平方根が通常用いられる。以後、本論文で示す、実測とシミュレーションのカウントの表示(カウント \pm 統計誤差)における統計誤差も、一貫してこれと同様の方法で示してある。ただし、実測では、線源のカウントからバックグラウンドを差し引いて正味のカウントを求めているため、誤差の伝播法則にしたがって、次式のようにバックグラウンドを差し引いた後の正味のカウントとその統計誤差を求めている。

$$x-y \pm \sqrt{a^2+b^2} \cdots \text{正味の}\gamma\text{のカウント}\pm\text{統計誤差}$$

$$\text{ただし、} \quad x \pm a \cdots \text{線源のカウント}\pm\text{統計誤差}$$

$$y \pm b \cdots \text{バックグラウンドのカウント}\pm\text{統計誤差}$$

b. 結果

5種類のファントムの実測での計数効率とシミュレーションで求めた各ファントムの計数効率の変動を表2-5に示す。実測では計数効率の平均値は16.30%であり、巨人ファントムで最も低く($15.33 \pm 0.06\%$)、幼児ファントムで最も高く($17.27 \pm 0.07\%$)なる傾向が見られ、その差は1.94%であった。シミュレーションでは計数効率の平均値は19.90%であり、実測と同様、巨人ファントム($18.65 \pm 0.14\%$)から幼児ファントム($21.20 \pm 0.15\%$)にかけて上昇し、両者の差は2.55%であった。シミュレーションの計数効率は実測の約1.22倍の値であったが、その倍率はどのファントムでもほぼ一定であった。

図2-20に実測とシミュレーションのそれぞれについて、ファントムの計数効率の平均値を1.0に揃えた場合の変化率を示す。実測値の変化率は巨人ファントムから幼児ファントムにかけて 0.940 ± 0.004 から 1.059 ± 0.004 へと上昇し、シミュレーションによる変化率も 0.937 ± 0.007 から 1.065 ± 0.007 へと上昇した。変化率で見た場合の実測とシミュレーションとの食い違いは0.001から0.014の範囲で、平均は0.007であった。

図2-21に、ファントムの体格の違いによって、各シンチレータのカウントの分布がどのように変化したかを示す。各ファントムについて総カウントを100%とし、それに占める各シンチレータごとのカウントの割合を示しているが、実測値では、ファントムが巨人から幼児へと小型になるにつれてシンチレータAブロックとBブロックのカウントが相対的に大きくなり、一方、Cブロック、Dブロックの割合は小さくなる傾向が見られた。シミュレーションでも、同様の変化が見られ、シミュレーションと実測との差(絶対値)は0.06~1.22%(平均0.48%)と小さかった。

《2チャンネル波高分析における計数効率の変動についての検討》

東大ヒューマンカウンターにおける身体カリウム量測定では、通常2チャンネル波高分析が用いられる。すなわち、図2-22に示すように、2つのチャンネルのうち高エネルギー側のチャンネル(Upperチャンネル)でカリウム-40からの γ 線のカウントを求め、低エネルギー側(Lowerチャンネル)でセシウム-137からの γ 線のカウントを求める。体内カリウム-40からの γ 線放

出数はUpperチャンネルでのカウント値をUpperチャンネルの計数効率で除すことで算出されるため、Upperチャンネルでの計数効率の変化をシミュレーションが精度よく再現するかどうかを検討する必要がある。(以後、「Upperチャンネル」とした場合には、ここでいう2チャンネル波高分析でのUpperチャンネルを指すこととする。)しかしながら、ここで用いている東大ヒューマンカウンターには以下のような問題が存在することが分かった。

東大ヒューマンカウンターにおいては、Upperチャンネルの上限値はK-40のスペクトルの高エネルギー側をすべて含むように、下限値はCs-137からの γ 線のカウントがUpperチャンネルの値としてカウントされないようにチャンネル値が設定されている。A、B、C、Dの各シンチレータにおいて γ 線とシンチレータの応答が等しい場合には、Upperチャンネルの上限と下限のエネルギー値はどのシンチレータでも同一になる。ところが、図2-17を見ると、4個のシンチレータのうちCブロックのエネルギー応答が他の3つのシンチレータと大きく異なっていることが分かる。これをシンチレータ別に模式的に示すと図2-23のようになり、CブロックのピークはLowerチャンネルに含まれてしまう(なお、この傾向は十数年前のスペクトルにも同様に見られる)。前節のエネルギー校正後のスペクトルから、Upperチャンネルの下限値を求めると、Aブロック、Bブロック、Dブロックではそれぞれ1.29MeV、1.31MeV、1.26MeVとほぼ一致しているが、Cブロックでは1.56MeVであり他のブロックと異なっている。このエネルギー値でUpperチャンネルとLowerチャンネルを分けると、図2-23のようにCブロックのカウントの大小によって4つを合計したスペクトルの形状が変化してしまう。特に成人の測定では、Cブロック上に人体で大きな体積を占める胸の位置が来るため、カリウム-40からのカウントがLowerチャンネルでカウントされる割合が大きくなるという問題が起こる。

この問題は、Cブロックの利得を調整することと、Upperチャンネルの下限値を低エネルギー側に移動し、全てのシンチレータでのコンプトンピークがUpperチャンネルに入るように調整することでかなり改善されるはずである。

ただし、シンチレータの応答特性に違いがある場合にもシミュレーションを応用できるかどうかを確かめるためにも、また、本研究以降の課題として、これまで長年にわたり蓄積されたデータについてあらためて校正を行う必要性からも、従来のチャンネル値について検討することは重要な意味を持つ。ゆえに、ここでは利得やチャンネル値の調節は行わず、従来のチャンネル設定をそのまま用いて、シミュレーションと実測値との比較を行う。

まず、シンチレータの特性に違いがあるため、各シンチレータを別個に扱う必要がある。また、Upperチャンネルの下限エネルギー値がピークを包含するように設定されておらず、ピークの位置(A、B、Dブロック)もしくはさらに高エネルギー側(Cブロック)にあることから、シミュレーションで求めるUpperチャンネルの計数効率、エネルギー分解能による分布の広がりの影響を大きく受けると考えられる。そこで、図2-24のように、まずシミュレーションでファントムのシンチレータ別のスペクトルを求め、それらに2-1-3で求めたシンチレータごとの分解能をかけてエネルギースペクトルを求めた。そして、Upperチャンネルのエネルギー範囲について、4つのシンチレータのカウントを合計することで計数効率を求めた。

シミュレーションにおける幾何学的形状、材質、ファントムの設置状況、エネルギーメッシュなどはこれまでと同様に設定した。

実測では、各ファントムについて2チャンネル波高分析で測定したUpperチャンネルのカウント値を用いた。測定時間はほぼ1%以内の統計誤差になるように300秒とした。

c. 結果

表2-6は各ファントムの計数効率の変動について、実測値とシミュレーションによる値を比較したものである。値の変動は、実測値では巨人ファントムから幼児ファントムにかけて、 $1.863 \pm 0.019\%$ から $2.567 \pm 0.024\%$ へと上昇した。シミュレーションによる計数効率でも同様に $2.418 \pm 0.049\%$ から $3.273 \pm 0.057\%$ へと上昇傾向が見られた。実測とシミュレーションの計数効率の平均値はそれぞれ2.182%と2.772%であり、シミュレーションの計数効率の方が1.30倍大きな値であった。図2-25に実測とシミュレーションのそれぞれについて、計数

効率の平均を1.0とした場合の変化率を示すが、実測では巨人ファントムから幼年ファントムにかけて 0.874 ± 0.009 から 1.204 ± 0.011 へと上昇し、シミュレーションでも 0.872 ± 0.018 から 1.181 ± 0.021 へと上昇した。変化率で見た場合の実測とシミュレーションとの食い違いは、0.002から0.023の範囲で、その平均は0.01%であった。

なお、各シンチレータで、全エネルギースペクトルのカウントに占めるUpperチャンネルでのカウントは、Aブロックでは19.6%、Bブロックでは17.4%、Cブロックでは3.9%、Dブロックでは19.8%であった。

d. 考察

まず、実測値については、全エネルギー範囲の計数効率は、ファントムが巨人から幼年へと小型になるにつれて上昇する傾向が見られた。これは、小型のファントムではシンチレータと線源の位置関係が相対的に近く、立体角が大きくなるためと考えられ、理解できる傾向である。Upperチャンネルの計数効率の場合でも同様の上昇が見られたが、変化率が大きかった。変化率が大きかった理由は、シンチレータCブロックのエネルギー応答にずれがあり、Cブロックのカウントの多くがLowerチャンネルでカウントされるため、Cブロックに多くのカウントが分配される巨人ファントムや成人ファントムでは、Upperチャンネルでのカウントが減少しているためと考えられる。(なお、これまでの記録から推測すると、シンチレータCブロックのずれは、かなり以前から存在していたようである。)

次に、実測とシミュレーションの計数効率を比較したところ(表2-5、表2-6)、全スペクトルを含むエネルギー範囲でも、Upperチャンネルの場合でも、各ファントムの計数効率の平均値はシミュレーションの値の方が常に1.2倍から1.3倍大きな値であった(この傾向は、2-1-3で行ったK-40の標準線源の場合にも同様に観察され、シミュレーションによる計数効率は21.8%、実測による計数効率は17.6%であり、シミュレーションの方が1.24倍大きな値であった)。両者の値に差が見られたのは、図2-2-6で示すように、実測値はγ線がシンチレータに入射した後、①から⑧のような過程を経てカウントされたものであるが、シミュレーションで得られる結果は、放射線のエネルギー

ーがシンチレータに吸収された時点での値であり(③の段階)、④から⑧の影響が含まれていないことによると考えられる。

例えば、④の段階では、プラスチックシンチレータ中で荷電粒子が失った運動エネルギーの一部が蛍光エネルギーに変換され、残りは光にならず主として格子振動、すなわち熱エネルギーとして費やされる[58]。従って、シンチレータの蛍光効率が低いとカウントの低下が見られる可能性があるが、一般に有機シンチレータの蛍光効率は小さいことが知られている[99]。また、⑤の段階では、プラスチックシンチレータの構造上の問題とシンチレータ内でのクエンチングの問題が挙げられる。構造上の問題とは、東大ヒューマンカウンターでは、 $50 \times 50 \times 15$ cmのプラスチックシンチレータに直径5インチの光電子増倍管が4個取り付けられているが、全表面積に対する光電子増倍管の面積が小さく(図2-27)、集光効率が低い可能性があるということである。これはカウントが減少する原因となりうる。また、プラスチックシンチレータが作成されてから約30年ほど経過しているため、プラスチックが多少着色しており、クエンチングによる計数効率の低下が考えられる。このようなことから、④から⑧の過程で計数効率が低下し、実測値とシミュレーションとの差となっていると考えられる。しかし、カウントが減少する過程は、 γ 線がシンチレータ内で散乱を起こした後の問題であるので、カウントの低下率は被検者の体格には依存しない。よって、実測とシミュレーションとの差は、④から⑧に相当する校正定数として一定の値を想定できると考えられる。ここでの結果でも、いずれのファントムにおいても、実測とシミュレーション間にはほぼ一定の倍率が存在している。

平均値の違いを考慮した上で実測とシミュレーションを比較するために、計数効率の平均値に対する変化率を見た場合には、全スペクトルを含むエネルギー範囲の計数効率においても(図2-20)、Upperチャンネルでの計数効率においても(図2-25)、実測とシミュレーションの変動はよく一致していた。統計誤差の範囲から外れる場合も見られたが、実測とシミュレーションの値の差は計数効率に対し1%前後である。この差は身体カリウム量や除脂肪体重にもそのまま反映され、例えば50kgの除脂肪体重を持つ人では除脂肪体重500g前後の誤差に相当する。これは他の身体組成測定法の測定精度と比べて

も十分に小さい値である。

また、4個のシンチレータのカウントの分配率について、シミュレーションと実測で一致したことから(図2-21)、シミュレーションは実測における光子の輸送も精度よく再現しているといえる。

ここではファントムの体格と計数効率との関係について、EGS4によるシミュレーションの妥当性を検討した。シミュレーションによる計数効率は実測に比べ約1.2~1.3倍大きな値を示したが、変化率で見た場合には両者はよく一致していた。よって、発光効率や集光効率に相当する校正定数(実測とシミュレーションの倍率に相当)をシミュレーションでの計数効率にかけることによって、実測における体格に伴う計数効率の変動をシミュレーションによって正確に求めることが可能であると結論できる。

＜結論＞

本章では、ホールボディカウンターでの計数効率の校正にEGS4によるシミュレーションを用いる妥当性を検討し、次のような結論を得た。

(1) プラスチックシンチレータ内では、 γ 線の多重散乱が生じていることが分かった。

(2) 多重散乱を考慮するために、シミュレーションが正確なスペクトルを示すと仮定してエネルギー校正を行い、実測したスペクトルとシミュレーションによるスペクトルを比較したところ、両者はほぼ一致し、エネルギースペクトルについてのシミュレーションの妥当性が検証された。

(3) ファントムの体格に伴う計数効率の変動については、シミュレーションによる計数効率の方が実測による計数効率よりも1.2倍から1.3倍ほど大きかったが、計数効率の変化率では実測とシミュレーションで一致しており、実測でのカウントの低下を説明する校正定数を考慮することで、実測での計数効率を高い精度で求めることが可能であることが分かった。

第3章 人体のモデル化

前章において、体格に伴う計数効率の変動は、EGS4によるシミュレーションによって正確に求められることが明らかになった。次の段階として、シミュレーションを人体に応用するために、線源となる人体を本研究の目的に合うようにモデル化する必要がある。

ファントム法による校正では、カリウムが全身に均一濃度で分布する校正用ファントムを用いるのが一般的であるが、この場合、人体のカリウム濃度分布を均一なものとし、なおかつそのことは校正の精度に影響を及ぼさない、との仮定のもとに校正が行われる。しかし、その仮定が妥当であるか否かはこれまでほとんど検討されていない。人体には様々な臓器や組織があり、カリウム濃度は均一ではない。その他、人体には骨組織のように密度の高い組織や肺のように密度が低い臓器があるため、 γ 線の挙動に影響する可能性もある。また、被検者によっては、体表にカリウムをほとんど含まない皮下脂肪が多く沈着しているものもあり、この場合には計数効率に影響を及ぼす可能性がある。シミュレーションのための人体のモデル化を行うに当たり、これらの影響があるかどうかを十分に検討しておく必要がある。

正確で、しかも簡便な校正を行うために、十分な精度が得られる範囲で人体モデルを簡略化する必要があることを前提に、シミュレーションによって次の点を検討する。

- ① 体内深部の臓器・組織のカリウム濃度分布を考慮する必要があるか。
- ② 骨や肺など、通常の軟組織とは密度の異なるものを考慮する必要があるか。
- ③ カリウムがほとんど含まれない皮下脂肪層の存在を考慮する必要があるか。

<MIRDファントムについて>

核医学などの分野で臓器・組織の被曝線量評価に用いられてきた人体モデルにMIRDファントムがある[111]。欧米系白人のデータに基づいて開発されたモデル（身長174cm、体重70kg、肩幅40cm、胸厚20cm）であり、図3-1のように主要臓器の位置や形状が明確に示されている。形状はすべて簡単な形状の組

合せとして数式で表現されている。MIRDファントムの臓器・組織は、元素組成や組織密度の差異を考慮して、表3-1のように「骨組織」、「肺」、「その他の軟組織」の3種に分類されている。ここでは、Yamaguchi[132]がMIRDファントムをさらに人体に近似するよう細部を改良したモデル(図3-2)を用いて、体内のカリウム濃度分布の問題(上記①)と組織密度の問題(上記②)について検討していく。

3-1. 臓器・組織のカリウム分布の影響について

a. 臓器・組織別カリウム濃度について

人体に近似したカリウム分布をMIRDファントムの体内に設定するために、人体の各臓器・組織のカリウム量に関する情報が必要になる。臓器・組織別カリウム量について公表されている基本的データは非常に少なく、また測定条件が同じでないこともあり、値は必ずしも一致していない[18, 32, 107, 131]。必要なデータの条件は、多くの臓器・組織のカリウム含有量が示されていること、wet weightでの値であること、MIRDファントムとほぼ同じ体格の人を想定したデータであり、MIRDファントムに適用しても問題がないことなどである。この条件に合うものとして、ICRP、Publication 23のReference man [42]の体内臓器・組織別のカリウム量を採用した。このデータは、多くの文献をもとに総合的に検討された値であり、現時点では最も信頼できるデータであるといえる。さらにReference manの体重がMIRDファントムの体重と同じ70kgであるため、各臓器・組織のカリウム含有量をMIRDファントムのそれとして採用しても問題はないと考えられる。ただし、表3-2に示した臓器・組織以外のもの、例えば脂肪や結合組織などは、骨格筋とともに「骨格筋・その他」に含めた。ここではまず、身体深部のカリウム分布の影響について検討し、皮下脂肪層の影響は3-3で扱うことにする。

b. 方法（シミュレーション）

ホールボディカウンター内にアクリルベッドの端から3.5cmの位置に脚部の末端が来るようにMIRDファントムを設定した。そして、表3-2に示したそれぞれの臓器・組織を線源としたシミュレーションを行い、臓器・組織別の計数効率を求めた。シミュレーションは原則としてこれまでと同様に行ったが、MIRDファントムは、「骨組織」、「肺」、「その他の軟組織」の3種の材質から構成されるものとした（表3-1）。臓器・組織別計数効率は、全エネルギースペクトルを含むエネルギー範囲について求めた。人体のカリウム分布に最も近似した全身での計数効率は、臓器・組織別の計数効率を「臓器・組織別カリウム量/身体総カリウム量」で重み付けし、全ての臓器・組織について

合計することによって求めた(式3-1)。

$$EF = \Sigma (EF_{OT} \times K_{OT} / K_{TOTAL}) \quad \cdots \text{式 3-1}$$

EF: 全身の計数効率(%)

EF_{OT}: 臓器・組織別計数効率(%)

K_{OT}: 臓器・組織別カリウム量(g)

K_{TOTAL}: 身体総カリウム量(140g)

カリウムが全身に均一に分布する場合の全身の計数効率は、臓器・組織の体積で除したカリウム量(臓器・組織別カリウム密度)が全身の平均値(総カリウム量/MIRDファントムの総体積)と一致するように各臓器・組織別カリウム量(K_{OT})を変化させたと、式3-1によって求めた。そして、カリウム濃度分布を設定した場合と均一と仮定した場合の計数効率を比較した。

c. 結果

表3-3は、カリウム分布を設定した場合の臓器・組織別の計数効率と全身の計数効率に対する各臓器・組織の寄与を示したものである。シミュレーションで求めた臓器・組織別の計数効率は $9.84 \pm 0.22\%$ (睾丸)から $27.32 \pm 0.34\%$ (腎臓)までの値をとり、腎臓や副腎、脾臓などでは大きく、睾丸や甲状腺、胸腺などでは小さい傾向が見られた。

臓器・組織別計数効率とそれぞれのカリウム量から、式3-1で求めた身体全体での計数効率は $18.31 \pm 0.30\%$ であった。その内訳は骨格筋・その他を起源としたマ線による寄与が $14.24 \pm 0.23\%$ 、次いで骨組織からのものが $2.00 \pm 0.03\%$ 、以下、計数効率に統計誤差に相当する0.3%以上の寄与があるものは、脳($0.50 \pm 0.01\%$)、肝臓($0.50 \pm 0.01\%$)、皮膚($0.50 \pm 0.00\%$)であった。これらを合計すると17.54%となり、全カウントの95.8%を占めていた。

表3-4は、全身のカリウムが体内に均一に分布すると仮定した場合の臓器・組織別カリウム含有量、全身の計数効率に対する寄与、全身の計数効率を示したものである。表3-2と比較した場合、均一分布を仮定することによって

カリウム含有量が変化した臓器・組織は、大きな変化が見られた順に、骨格筋・その他で-7.28g、肺で+4.81g、皮膚で+8.79g、脳で-1.52g、小腸で+1.23g、骨組織で-1.12gの変化であり、その他は1g以内の変化であった。表3-3との比較で全身での計数効率に対する寄与に変化が見られたものは、変化が大きい順に、骨格筋・その他(-0.86%)、肺(+0.64%)、皮膚(+0.51%)、脳(-0.18%)、骨組織(-0.15%)、小腸(+0.14%)であり、その他は0.1%未満の変化であった。体内カリウム分布を均一と仮定した場合の全身の計数効率は $18.28 \pm 0.30\%$ であり、臓器・組織別にカリウム密度を設定した場合の計数効率($18.31 \pm 0.30\%$)との間に差はなかった。

d. 考察

シミュレーションを行う際に線源として定義する人体モデルの体内カリウム分布の影響を検討するため、MIRDファントムに対し、人体に近似したカリウム分布を設定した場合と、ファントム内にカリウムが均一に分布するように設定した場合の2つの状況について計数効率を求め、両者を比較した。

臓器・組織ごとの計数効率について述べると(表3-3)、シンチレータに近い身体背部に位置する腎臓、副腎、脾臓などの臓器と、シンチレータから離れた身体前面に近い甲状腺、胸腺、睪丸などの臓器では計数効率に3倍近い開きがあった。この開きは、例えばある臓器に特異的に沈着する放射性同位元素をホールボディカウンターで定量する場合などでは、大きな問題となるところである。

全身に分布するカリウム-40を計測する場合、全身の計数効率には、各臓器・組織の計数効率に加え、それらのカリウム含有量が関係してくる。ここで検討しているモデルでは、骨格筋・その他に総カリウム量の77%が含まれており、全身の計数効率18.31%のうち14.24%が骨格筋・その他からの寄与であった。これは、全カウントの8割近くが骨格筋・その他からのγ線のカウントであることを意味している。その他、全身の計数効率に比較的大きな寄与をもつものは、骨、脳、肝臓などであり、これらは臓器・組織別のカリウム含有量や体積は大きいものであるが、その計数効率自体は特別に高い値であったり、また低い値であるということはない。このことからして、全身の計数効率に対する寄与に

は、臓器・組織の計数効率そのものよりもそれぞれのカリウム含有量が大きな意味を持っているといえよう。

カリウム分布を人体に近似させた場合に対し、カリウムが体内に均一に分布すると仮定した場合に臓器・組織別のカリウム含有量に比較的大きな変化が見られたのは骨格筋・その他、肺、皮膚などであり、骨格筋・その他では、106.04gから100.76gへと7.28g低下し、肺では1.90gから6.71gへと4.81g上昇し、皮膚では2.20gから5.99gへと3.79g上昇していた。その他、脳や骨、小腸などにも1g程度のカリウム含有量の変化が見られている。これより、均一分布を仮定することにより、骨格筋・その他などのカリウムの一部が肺や皮膚などに再分配されることが考えられる。

体内カリウム分布が均一であるとした場合、全身の計数効率は $18.26 \pm 0.30\%$ となり、カリウム分布を臓器・組織ごとに設定した場合の計数効率($18.31 \pm 0.30\%$)と一致していた。これは、臓器・組織別の寄与がマイナスに変化したもの(骨格筋・その他:-0.96%、脳:-0.18%、骨組織:-0.15%、など)と、プラスに変化したもの(肺:+0.64%、皮膚:+0.51%、小腸:+0.14%、など)が相殺し合った結果によるものである。これに基づいて、ファントムの体格がMIRDファントムと異なった場合、例えば子どもの体格の場合について考えると、体内カリウムの均一分布を仮定した際には同様のカリウムの移動が生じ、プラスの効果とマイナスの効果が相殺されるという、ここでの結果と同様の傾向が期待できよう。このように、身体のカリウム分布を均一とみなしてもそれによる誤差はほとんどないといえることができる。

さて、前述(2-2)のUpperチャンネルの場合にも均一分布を仮定しても問題ないといえるだろうか。4個のプラスチックシンチレータのエネルギー応答が等しく、いずれのシンチレータでも同じエネルギー範囲でカウントされる場合には、ここでの結果と同様にカリウムの均一分布を仮定しても問題はないといえることができる。しかし、前章の図2-23に示した通り、ここで用いている東大ヒューマンカウンターでは各シンチレータのエネルギー応答が同一でなく、特に、計数効率への寄与に比較的大きな変化の見られた肺が、ずれのあるシンチレータCブロックの上に位置しており、肺からのγ線はCブロックでカウントされる割合が大きいと考えられる。A、B、Dブロックではカウ

シットの20%ほどがUpperチャンネルでのカウントになるが、Cブロックでは約4%程度に過ぎないため(前章、図2-24)、肺で見られる計数効率への寄与のプラスの変化(+0.64)が小さく評価される可能性がある。従って、この設定でのUpperチャンネルの計数効率においても、臓器・組織ごとの変化の相殺関係が維持されるかどうかを確認する必要がある。そのために、図3-3に示すように、全身の計数効率への寄与にプラスやマイナスの変化が見られたものについて、その変化量をシンチレータごとのカウント分配率により、シンチレータAからDに分配した上で、Upperチャンネルでのカウント割合(図2-24)で重み付けし、そこで得られる臓器・組織別の変化量を合計することで均一分布の仮定によってUpperチャンネルに生じる全身の計数効率の変化量を求めた。ここでは、全スペクトルを含むエネルギー範囲において0.1%以上の変化を示したものとして、骨格筋・その他、肺、皮膚、脳、骨、小腸について検討した。それ以外は変化量が小さく、全身の計数効率への影響はほとんどないと考えられる。

図3-3に示すように、全スペクトルを含むエネルギー範囲では骨格筋・その他、骨組織、脳によるマイナスの効果の総計(-1.29)の約50%(+0.64)が肺によって相殺されていたが、Upperチャンネルの場合には約33%(0.058/マイナスの変化の合計:0.180)と、肺でのプラスの変化が相対的に小さくなっており、均一分布を仮定することで、全身の計数効率を0.035%過小評価する傾向が見られた。しかし、Upperチャンネルにおける全身の計数効率が2.8%程であることからすると(前章、表2-6)、この過小評価は計数効率に対して約1%であるため、全身のカリウム量の評価値も1%程度の変動であり、十分小さな変動内に納まる。また、身長174cmのMIRDファントムは、肺とCブロックとの関係による影響を最も受けやすい体格であると考えられ、例えば身長がこれより小さい場合には過小評価の程度は小さくなると考えてよい。これより、臓器・組織間の相殺関係はほぼ維持されているとすることができる。

本節の結果から、体内深部の臓器・組織別カリウム分布を考慮せず、カリウムが均一分布するものと仮定してシミュレーションを行っても、それに伴う計数効率の誤差はほとんどないと結論できる。よって、今後の人体モデルでは、体内のカリウム濃度分布は考慮する必要がなく、すべて均一分布の仮定のもと

にシミュレーションを行うことが可能である。

3-2. 骨組織、肺の密度と計数効率との関係について

a. 目的

γ 線の反応は物質の密度に依存するが、人体内では筋肉などの軟組織に比べ約1.5倍の密度をもつ骨組織が存在する[111]。特に肋骨や腸骨、頭蓋骨は軟組織を覆うように存在するため、体内カリウム-40からの γ 線を遮蔽する可能性がある。また、肺には空気が含まれるため、密度が他の軟組織の約1/3と小さく[111]、体内での γ 線の吸収や散乱に影響を及ぼす可能性がある。そこで、通常の軟組織とは密度が大きく異なる骨組織や肺の存在と計数効率との関係を調べ、人体モデルにおいて体内の組織密度の違いを考慮する必要があるかどうかを検討した。ここでは、MIRDファントムに骨組織や肺の材質を設定した場合と、全身が均一な軟組織で構成されるものとした場合で、シミュレーションで求めた計数効率に違いがあるかどうかを検討した。なお、MIRDファントムの骨組織の材質は骨髄を含む組成として設定されている。

b. 方法

前節においてすでに体内のカリウム分布を均一と仮定しても問題がないことが明らかになっているので、ここではカリウム分布は均一なものとし、シミュレーションによって次のようなファントム〔1〕～〔4〕の計数効率を求め、それらを比較した。なお、骨組織、肺、その他の軟組織の材質は表3-1の通りであり、組織密度はそれぞれ、1.5g/cc、0.3g/cc、1.0g/ccである[111]。ファントムは3-1と同様にホールボディーカウンター内に設置し、計数効率は1.70MeV以上のエネルギー範囲で求めた。その他の幾何学的形状、材質、線源強度などは、これまでと同様に設定した。

ファントム〔1〕… 骨と肺の両方の材質を設定したファントム

ファントム〔2〕… 軟組織の中に密度が高い骨組織が存在するファントム

（肺を軟組織に置き換えたもの）

ファントム〔3〕… 軟組織の中に密度が低い肺が存在するファントム

（骨組織を軟組織に置き換えたもの）

ファントム[4]・・・全身が均質な軟組織で構成されるファントム

(肺と骨組織の両方を軟組織に置き換えたもの)

<ファントム[1]の計数効率について>

骨組織と肺の材質を設定した場合の計数効率であり、3-1で示したカリウムが全身に均一に分布するとした場合の計数効率(表3-4)と同じである。

<ファントム[2]の計数効率について>

MIRDファントムの骨組織の領域に骨組織の材質を設定し、他の領域には軟組織の材質を設定した上で、骨組織とそれ以外の軟組織のそれぞれを線源としたシミュレーションを行い、計数効率を求めた。両者の計数効率とカリウム含有量から、次式よりファントムの全身の計数効率を算出した。組織別のカリウム含有量は、均一分布を仮定した場合のそれぞれのカリウム量とした。

$$EF[2] = EF(B) \times K量(B) / K量(W) + EF(O) \times K量(O) / K量(W) \quad \dots \text{式 3-2}$$

EF[2]: ファントム[2]の全身の計数効率(%)

EF(B): 骨の計数効率(%)

EF(O): 骨以外の組織の計数効率(%)

K量(W): 全身のカリウム量(140g)

K量(B): 骨中のカリウム量(18.9g)

K量(O): 骨以外の組織のカリウム量(128.1g)

<ファントム[3]の計数効率について>

MIRDファントムの肺の領域に肺の材質を設定し、他の領域には軟組織の材質を設定した上で、肺とそれ以外の軟組織のそれぞれを線源としたシミュレーションを行い計数効率を求めた。両者の計数効率と体内均一分布を仮定した場合のカリウム含有量から、次式より全身の計数効率を算出した。

$$EF[3] = EF(L) \times K量(L) / K量(W) + EF(P) \times K量(P) / K量(W)$$

…式 3-3

EF[3]: ファントム[3]の全身の計数効率(%)

EF(L): 肺の計数効率(%)

EF(P): 肺以外の組織の計数効率(%)

K量(W): 全身のカリウム量(140g)

K量(L): 肺中のカリウム量(6.7g)

K量(P): 肺以外の組織のカリウム量(133.3g)

ファントム[4]の計数効率について

MIRDファントムの全身が軟組織からなるものとしてシミュレーションを行い、計数効率を求めた。

c. 結果と考察

表3-5に、シミュレーションで求めた上記ファントム[1]～[4]の計数効率を示す。臓器・組織ごとの材質を人体に近似したファントム[1]の計数効率に比べ、骨組織のみを定義した(肺を軟組織に置き換えた)ファントム[2]の計数効率は0.20%低かった。この差は統計誤差より多少小さい値であり有意な差とはいえないが、肺の材質を軟組織に置き換えた場合には、全身の計数効率を若干過小評価する可能性が考えられた。しかしその差は計数効率に対して1%程度であり、身体カリウム量に換算すると、仮に身体カリウム量を140gとした場合には約1.4gであり、除脂肪体重に直すと約500g程度の小さな差である。

また、ファントム[1]と、肺のみを設定した(骨組織を軟組織に置き換えた)ファントム[3]との比較では、ファントム[3]はファントム[1]よりも0.28%計数効率が高く、その差は統計誤差よりも多少大きな値であった。これより、骨組織を通常の軟組織と設定することで全身の計数効率を若干過大評価する可能性が考えられ、肋骨や骨盤、頭蓋骨など面積が大きい骨組織があることにより、γ線の遮蔽効果が多少はあると思われるが、その変動は計数効率に対して1.4%程度であり、小さかった。

次に、全身を均質な軟組織として設定したファントム[4]とファントム[1]で

は、計数効率の差は0.07%であり、両者は一致していた。

ここでの結果から、骨組織を軟組織と置き換えた場合には計数効率を若干過大評価する可能性が、肺を軟組織に置き換えた場合には若干過小評価する可能性が考えられたが、骨組織と肺の両方を軟組織に置き換えた場合には、人体に近似した場合の計数効率と非常に近い値になることが明らかになった。よって、シミュレーション用の人体モデルでは、骨と肺の材質は通常の軟組織と同一とみなしても問題ないことが分かった。

3-3. 皮下脂肪層の影響について

a. 目的

人体には、体表にカリウムをほとんど含まない皮下脂肪組織が存在し、非線源の軟組織が線源を取り囲むような形態になっているため、散乱や吸収によって計数効率に影響を及ぼす可能性がある。しかも、皮下脂肪組織の厚さは人によって大きく異なっている。Forbesら[20]は、1個のNaI(Tl)シンチレータを使うCHAIRタイプのホールボディカウンターで測定する際に脂肪組織の影響があることを指摘しており、杉浦ら[109]も東大ヒューマンカウンターによる測定において、背面皮下脂肪厚についての補正が必要であると指摘している。しかしながら、体格や体型が同じ被検者で皮下脂肪厚のみが異なる場合のように、条件をコントロールした状態での報告はこれまでなされていない。

ここでは、人体モデルの体表に線源を含まない皮下脂肪層を設定し、皮下脂肪層の厚さと計数効率との関係をシミュレーションによって検討した。その際、これまでの検討で、体内カリウム分布や組織密度の影響はないことが分かっているので、皮下脂肪層以外のカリウム分布は均一とし、全身が均一な軟組織からなるものとして検討した。また、皮下脂肪層の検討に加え、ファントムの外形に関する若干の検討を加えた。

b. 方法

MIRDファントムの細部を多少簡略化した人体モデルを用い、体表に皮下脂肪層として線源を含まない軟組織を定義した。ただし、皮下脂肪層は体表の内側に定義してあるため、皮下脂肪層を含む人体モデルの外形は皮下脂肪層の厚さに関わらず同じであり、MIRDファントムとほぼ一致する(図3-4)。よって、皮下脂肪層の厚さが変化しても線源とシンチレータまでの平均距離はほとんど変化しない。軟組織と皮下脂肪層の材質は、MIRDファントムの軟組織とし、両者とも同じ材質とした。厳密には脂肪組織と筋肉などの組織の元素組成や密度は同じではないが、MIRDファントムの軟組織は両者を含めた組成として与えられており、実際上の問題はないと考えられる。設定した脂肪層の厚さは表3-6の通りである。皮下脂肪層以外の軟組織を線源としたシミ

ュレーションを行い、全身の計数効率を求めた。人体モデル以外のホールボディカウンター¹⁾の形状や材質、線源強度などはこれまでと同様に設定した。

c. 結果と考察

前節までの検討で用いたMIRDファントムでは、頸部を頭部と区別して細く設定していたり、脚部の形状を円錐台とするなど、外形が比較的複雑な形状をしていた。ここでは人体モデルの形状を簡略化し、外形がすべて楕円柱と円柱の組合せになるように修正してある。身長や胸厚、肩幅など身体の主要なサイズはMIRDファントムと一致している。皮下脂肪層を設定しないファントムAの計数効率は $18.24 \pm 0.21\%$ で(表3-6)、表3-4でのカリウム分布、組織密度ともに均一のMIRDファントムの計数効率の 18.28% と一致しており、形状を簡略化したことによる差はなかった。同様に、カリウム分布、組織の材質ともに人体に近似したモデルの計数効率(18.31% ; 表3-3)ともほぼ一致していた。

皮下脂肪の厚さと計数効率との関係(表3-6)については、皮下脂肪層を設定したファントムB~Fと、皮下脂肪層を設定していないファントムAとの計数効率の差はいずれも統計誤差範囲内であった。また、変動の傾向に皮下脂肪層の厚さと一貫した傾向は見られなかった。ここで設定した脂肪層は胴で25mmを最高としており、これよりもさらに厚い皮下脂肪層を持つ高度の肥満者においては皮下脂肪層の影響を否定できないが、通常の肥満の範囲では皮下脂肪層による影響はないと結論できよう。

皮下脂肪層の影響を指摘した杉浦ら[109]の報告とは異なった結果が得られたが、それには次のような理由が考えられる。皮下脂肪層の影響には吸収と散乱による影響の他にも、シンチレータと線源の位置関係の影響も存在し、背部の皮下脂肪層が厚い被検者では、薄い被検者に比べ線源はシンチレータから相対的に離れた位置にあると考えられる。杉浦らの結果には、吸収、散乱の効果よりも線源の位置の効果が皮下脂肪層の効果として評価されたものと予想される。人体では体表面全体に皮下脂肪が存在するため、皮下脂肪が厚い場合には、体の外形に対し相対的に体の中心部に線源が存在すると考えられる。ここで用いた人体モデルでも、皮下脂肪が厚くなるにつれて線源は相対的に身体中心部に

存在する。そして、皮下脂肪が厚くなっても線源とシンチレータの位置関係は大きくは変化しない。そのため、ここでの検討においては、皮下脂肪の厚さそのものの効果を評価していると考えられる。このような状況で検討した結果、皮下脂肪層の厚さは計数効率には影響がないとの結論が得られた。以上から、シミュレーションによって計数効率の較正を行う際には、皮下脂肪層を設定する必要がなく、体内に線源が均一に存在する人体モデルを用いることができると言える。

本章で用いてきた人体モデルは、体幹を楕円柱として定義しており、腕が体幹に含まれている点や、胴部がベッドと背部の正中線のみで接し、胴や腕の部分とベッドの間に実際よりも多く空間が存在する点など、測定状態での人体とはある程度の相違点がある。特に背部に存在する空間については、線源とシンチレータとの距離の違いに及ぶため、計数効率を検討する際に大きな影響を持つ可能性がある。そこで、体の背部がアクリルベッドに着くように体幹の背部を軟組織で埋めた形状のモデル（図3-5）を設定し、それについて計数効率を求めたところ $18.84 \pm 0.21\%$ であり、体幹を楕円柱とみなしたファントムAの計数効率 $18.24 \pm 0.21\%$ とほぼ一致した。これより、人体モデルの体幹を楕円柱と設定することには問題がないと言えよう。人体と人体モデルの形状のその他の違いは、ここで検討した背部の空間に比べたら計数効率に与える影響は小さいと考えられることから、ファントムの外形は、楕円柱と円柱からなるここで用いた形状を用いることによって、十分高い精度が得られると考えられる。

<結論>

本章ではシミュレーションで線源となる人体をモデル化するために、臓器・組織のカリウム濃度分布、臓器密度、皮下脂肪層などが計数効率に与える影響をシミュレーションを用いて検討した。その結果、次のような結論を得た。

(1) MIRDFantomに臓器・組織ごとのカリウム濃度分布を設定した場合に対し、Fantom内にカリウムが均一に分布すると仮定した場合では、全身の計数効率に対する臓器・組織別の寄与はプラスに変化するもの(肺、皮膚、小腸)とマイナスに変化するもの(骨格筋・その他、骨組織、脳)が見られた。しかし、全身の計数効率で見た場合には、それらの効果は相殺され、両者で一致することが分かった。従って、シミュレーションでは、体内臓器・組織のカリウム濃度分布を考慮せず、全身にカリウムが均一に存在すると仮定しても計数効率に及ぼす影響はないと言える。

(2) 通常の軟組織とは組織密度が異なる骨組織と肺が計数効率に及ぼす影響を、MIRDFantomの臓器・組織の材質を変化させることによって検討した。骨組織の材質を通常の軟組織と同じに設定することにより計数効率を若干過大評価する可能性が、肺の材質を通常の軟組織と同じにすることにより若干過小評価する可能性が考えられたが、骨組織と肺の両方を設定した場合の計数効率との差は両者とも小さかった。さらに、全身の組織密度を均一とした場合と、骨組織と肺の密度を設定した場合とでは計数効率はほぼ一致したことから、体内組織密度を軟組織として均一に仮定しても計数効率に及ぼす影響はないことが分かった。

(3) MIRDFantomとはほぼ同形の人体モデルに、皮下脂肪層として線源を含まない軟組織を体表に設定し、皮下脂肪層の厚さと計数効率との関係を検討したところ、皮下脂肪の厚さとともに計数効率が増加する傾向は見られなかった。よって、人体モデルでは皮下脂肪層がないと仮定しても計数効率に及ぼす影響はないことが分かった。

(4) 胴体を楕円柱とする人体モデルと測定時の人体の形状の違いとして、人体モデルでは背部の下に空間が存在することの影響を調べるために、人体モデルの背部に空間が存在しないように軟組織を設定したモデルの計数効率を求めたところ、体幹を楕円柱としたモデルの計数効率とほぼ一致した。よって、体幹を楕円柱とするモデルは妥当であると考えられた。

これらの結果より、シミュレーションでは体内のカリウム分布が均一で、全体が線源を含む軟組織で構成される人体モデル(図3-6)を用いることで、カリウム分布や組織密度、皮下脂肪層を人体に近似して設定した場合の計数効率とほぼ一致する値が得られることが分かった。

第4章 東大ヒューマンカウンターにおけるシミュレーションを用いた校正法の確立

a. 目的

これまでの検討で、シミュレーションの妥当性と、用いるべき人体モデルが明らかになった。シミュレーションによる校正法を被検者に応用する場合、基本的にはそれぞれの被検者の体格に合わせた人体モデルを設定し、個人別にシミュレーションを行い計数効率を求めることになる。しかし、測定を行うたびに個人個人の人体モデル入力データをコーディングしたり、プログラムの実行時間が長いシミュレーションを行うことは能率的でない。そこで、シミュレーションを簡便に応用する方法として考えられることは、シミュレーションの結果を用いてあらかじめ計数効率と体格との関係を把握し、被検者の体格指標から計数効率を導く推定式を用意することである。計数効率推定式の推定精度が高い場合には非常に能率的な応用が可能になる。

ここでは実際の応用を視野にいれ、様々な体格の人体モデルの計数効率をシミュレーションで求め、東大ヒューマンカウンターにおける計数効率と体格との関係を調べる。そして、体格指標から計数効率を求める推定式を明らかにすることによって、東大ヒューマンカウンターにおけるシミュレーションによる校正法を確立することを目的とする。

b. 方法

人体モデルは図3-6と同様の形状とし、人体モデルの長さ、厚さ、幅に相当する身体計測値として身長、胸厚、肩幅をもとに、以下のような様々な体格の人体モデルを設定した。

まず、身長については110cmから180cmまでを10cm間隔で設定した。身長110cmは日本人の平均ではほぼ5歳児に相当し、180cmは成人でも身長の大いものに相当する。ある身長における平均的な胸厚、肩幅は、その身長が平均値となる年齢における胸厚、肩幅の平均値を用いた。なお、日本人の体格の平均値は「日本人の体力標準値第三版」[43]を参考にした。また、体幹や下肢の長さは座高の平均値を参考にして求めた。人体モデルでは脚部は下腿、大腿ともに円

筒型としているため、人体の大腿部と下腿部の断層面を円形と仮定し、それぞれの平均値[43]から人体モデルの脚部の太さを設定した。

次に身長ごとの平均的な体格に対し、さらに胸厚や肩幅などにバリエーションを持つ人体モデルを設定するために、それぞれの身長が平均値となる年齢における胸厚、肩幅の標準偏差[43]を参考に、前述した標準的な体格の人体モデルに対し、ほぼ1.5から2標準偏差をプラスまたはマイナスした(注)。

図4-1に設定した体格を、表4-1にサイズの詳細を示すが、胸厚と肩幅については、どちらか一方が非常に大きい場合にもう一方が非常に小さい値をとったり、またその逆の場合は考えにくいので、「胸厚+、肩幅-」と「胸厚-、肩幅+」はないものとし、その人体モデルは設定していない。よって、それぞれの身長について7種類の人体モデルができ、計56種類を設定した。

シミュレーションでは、人体モデルは全身が軟組織(第3章、表3-1)からなるものとし、線源は体内に均一に分布するものとした。人体モデル以外のシミュレーションの設定はこれまでと同様に行った。計数効率率は以下の3種について求めた。

① 検出系のディスクリレベルである0.17MeV以上の全スペクトルを含むエネルギー範囲についての計数効率

② Upperチャンネルでの計数効率(従来用いていたエネルギー範囲設定について)

これは、これまでに蓄積されてきた身体カリウム量データを再度校正するためのものであり、第2章の図2-24で示した方法と同様に4個のシンチレータのそれぞれについて計数効率を求めた後、シンチレータごとのUpperチ

(注) 文献[43]には、標準偏差は複数の報告の値が掲載されているが、値が一定していないため、おおよそ1.5~2 S.D.と思われる値とした。

チャンネルのカウンタ割合をかけ、各シンチレータのカウンタを合計したものである。

③ カリウム-40からの γ 線を効率よく検出できるようにエネルギー範囲を設定した場合の計数効率

カリウム-40からの γ 線をセシウム-137からの γ 線と区別してカウントし、しかも計数効率を高くするには、セシウム-137の γ 線が混入しない範囲でエネルギーの下限値を低く設定し、上限値はカリウム-40からのカウンタがすべて含まれるように設定すればよい。第2章の図2-8から、セシウム-137からの γ 線のカウンタは1.0MeV以上には混入しないことが分かるので、チャンネル設定としてはエネルギー範囲の下限を1.0MeV近辺とするのが望ましい。ここでの計数効率はシミュレーションでの1.0MeV以上のカウンタから求めた。

それぞれの計数効率(①~③)を求めたのちに、体格と計数効率との関係を検討するために、身長、胸厚、肩幅を独立変数とし、計数効率を従属変数とした重回帰分析を行った。なお重回帰分析は東京大学大型計算機センターBITAC M-880を用いて、統計パッケージプログラムSASによって行った。

c. 結果

人体モデルの体格の詳細とシミュレーションによる3種の計数効率の一覧を表4-2に示す。また、各変数間の相関行列を表4-3に示す。

<全スペクトルを含むエネルギー範囲の計数効率と体格との関係>

シミュレーションによって求めた各体格の計数効率を図4-2に示す。計数効率は18.20%から23.76%の間をとり、平均値(\pm S.D.)は21.06 \pm 1.35%であり、変動係数(C.V.)は6.4%であった。身長が大きくなるにつれて計数効率は徐々に低下する傾向が見られ、同様に胸厚が大きくなるにつれて低下する傾向が見られた。一方、肩幅の影響は明らかではなかった。

計数効率を従属変数とし、身長、胸厚、肩幅を独立変数とした重回帰分析の結果では(表4-4)、重相関係数は $r=0.89$ であり、予測の標準誤差(SBE)は

0.21であった。また、肩幅を独立変数から除き、身長と胸厚の2つを独立変数とした場合の重相関係数は $r=0.99$ 、予測の標準誤差は0.22であり、独立変数から肩幅を除いても予測の精度には影響はなかった。

<Upperチャンネルでの計数効率と体格との関係>

第2章の図2-23のようにチャンネルが設定されている場合の、Upperチャンネルでの計数効率と体格との関係を図4-3に示す。計数効率は2.43%から3.84%の間をとり、平均値($\pm S.D.$)は 3.04 ± 0.39 であった。変動係数は12.8%であり、全エネルギー範囲の場合より2倍ほど大きかった。身長が大きくなるにつれて徐々に計数効率が低下する傾向が見られ、同様に胸厚が大きくなるにつれて計数効率は低下する傾向が見られた。肩幅の影響は明らかではなかった。

計数効率を従属変数とし、身長、胸厚、肩幅を独立変数とした重回帰分析の結果では(表4-5)、3つの独立変数から求めた重相関係数は $r=0.98$ であり、予測の標準誤差(SEE)は0.08であった。ただし残差分析を行ったところ、図4-4のように残差が身長に対して独立ではなかったため、独立変数に身長の2乗の項を加えたところ、残差は独立となり、重相関係数は $r=0.997$ 、予測の標準誤差は0.08と予測の精度が向上した。また、肩幅を独立変数から除き、身長と身長2乗、そして胸厚の3つを独立変数とした場合の重相関係数は $r=0.995$ 、予測の標準誤差は0.04であり、独立変数から肩幅を除いても予測の精度にはほとんど影響がなかった。

<エネルギー範囲を1.0MeV以上に設定した場合の計数効率について>

エネルギー範囲を1.0MeV以上として、シミュレーションによって求めた各体格の計数効率を図4-5に示す。計数効率は7.14%から9.91%の間をとり、平均値 $\pm S.D.$ は $8.51 \pm 0.70\%$ であり、変動係数は8.2%であった。前述の2種の計数効率と同様、身長が大きくなるにつれて、また胸厚が大きくなるにつれて計数効率が低下する傾向が見られた。

計数効率を従属変数とし、身長、胸厚、肩幅を独立変数とした重回帰分析の結果では(表4-6)、3つの独立変数から求めた重相関係数は $r=0.99$ であり、

予測の標準誤差 (SEE) は 0.11 であった。一方、肩幅を独立変数から除き、身長と胸厚の 2 つを独立変数とした場合の重相関係数は $r=0.99$ で、予測の標準誤差 (SEE) は 0.11 であった。

d. 考察

ここで設定した人体モデルは、身長、胸厚、肩幅によって体格がほぼ決定されている。身長はシンチレータと線源との長軸方向の位置関係に大きな意味を持つ体格指標であり、胸厚はシンチレータと線源の距離に関わってくる指標であるため、人体モデルを設定するに当たって、両者の変動を考慮することは不可欠である [109]。体幹の厚さを代表する人体の指標としては腹厚も考えられるが、胸厚に比べると痩せや肥満の場合などでは胴体の厚さを反映しない場合があるため、胸厚の方が妥当な指標であろう。また、体幹の幅も人体の形状を設定する上で主要な要素であり、ここでは肩幅を仮定している。その他、大腿囲や下腿囲にも個人差があるが、体幹に比べると体積が小さいため、計数効率に変動をもたらす指標としてはその意味は小さいと考えられる。このようなことから、身長、胸厚、肩幅の変動を中心に設定した本章の人体モデルは、計数効率に変動をもたらすであろう人体の個人差をおおよそ網羅していると考えてよい。

3 種のエネルギー範囲について、計数効率と体格の関係を検討したが、カリウム-40 以外に γ 線を放出する核種が体内に含まれていないことが分かっている場合には、カリウム-40 のエネルギースペクトルの全域を含むエネルギー範囲のカウントを用いてカリウム-40 を測定することができる。この場合の計数効率 (上記①) と体格との関係では、身長や胸厚が大きくなるとともに計数効率は明らかに低下し (図 4-2)、視覚的にもその傾向が確認できた。身長、胸厚の 2 つを独立変数とした重回帰分析では、両者で計数効率の分散の 98.7% を説明しており、独立変数に肩幅を加えた場合と予測の精度は変わらないことから、身長と胸厚の 2 つから計数効率の推定が可能である。この場合の予測の標準誤差は 0.21 であり、シミュレーションによる計数効率の統計誤差とはほぼ同じである。また、予測の標準誤差を身体カリウム量の変動に換算すると、 $\pm 1\%$ と小さな変動である。これより予測の精度は非常に高いといえよう。

従来のUpperチャンネルの設定を用いた場合の計数効率(上記②)でも同様に、身長や胸厚が大きくなるにつれて、計数効率が低下する傾向が明らかであった。身長、胸厚、肩幅を独立変数とした重回帰分析の結果では、残差が身長に対して独立ではなかったため、独立変数に身長の2乗の項を加えたところ、予測の精度は向上した。従来のチャンネルの設定ではシンチレータCブロック(図2-1参照)のカウントが小さく、しかもCブロックが身長の影響を受け易い位置にあるため、その影響が身長の2乗の項として説明されたと考えられる。また、独立変数から肩幅を除いても予測の精度はほとんど低下しなかったことから(表4-5)、身長、身長の2乗、胸厚によって計数効率の推定が可能である。予測の標準誤差(0.04)を身体カリウム量の変動に換算すると±1.8%と十分に小さいことから、推定精度は非常に高いと結論できる。

次に、エネルギー範囲を1.0MeV以上とした場合の計数効率(上記③)について述べると、前述した2つの計数効率と同様に身長と胸厚の影響を大きく受けていた。重回帰分析の結果でも身長と胸厚の2つを独立変数とした場合の重回帰係数は $r=0.99$ と非常に高く、推定精度は非常に高いと結論できる。

大小56種類の体格の人体モデルを用いて計数効率の変動を検討したところ、東大ヒューマンカウンターでは、主に身長と胸厚によって計数効率変動することが明らかになった。身長の高い小児と身長の高い成人ではホールボディカウンター内の線源の位置が大きく異なることは明らかで、身長が計数効率に大きく影響することは想像に難くない。胸厚については、小児と成人との差は多く見ても10cm程度であり、変動幅は大きくはない。しかし、胸厚が大きい場合には、線源は相対的にシンチレータから離れ、線源とシンチレータとの立体角は小さくなる。その上、体内で γ 線が吸収される可能性も大きくなる。このようなことにより胸厚が計数効率に影響しているものと考えられる。

本章の結果より、検討した3種類のエネルギー範囲のいずれにおいても、身長と胸厚から高い精度で計数効率が推定できることが明らかになり、シミュレーションを用いた較正法がきわめて簡便に応用できることが確認された。

ここで設定した人体モデルには、極端な体格や体型は含まれていない。例えば、力士のように体が非常に大きい場合や、高度の肥満で腹部が極端に突出している場合、また、マヒなどで体の一部が極端に細い場合などでは、あらかじ

め用意された推定式では対応できない場合も考えられる。その場合には、その都度被検者に合わせて人体モデルを設定し、シミュレーションを行うことによって、何等問題なく校正を行うことができる。一方、従来のファントム法では、用意されている校正用ファントムと体格が異なる場合には校正の精度を上げる手段を持たない。このようなことに、シミュレーションによる校正法を応用する意義が存在すると考えられる。

＜身体カリウム量の計算過程＞

計数効率推定式により求められた個々の被検者の計数効率を用いて身体カリウム量を計算する過程をまとめると次のようになる。

カウントするエネルギー範囲にはカリウム-40以外のγ線放出核種からのカウントはないものとする、身体カリウム量は次式によって算出される（測定時間はT秒とする）。

$$K_{total} = CNT_{\gamma} / S_K$$

ただし、 K_{total} ：身体カリウム量(g)

CNT_{γ} ：被検者のnetカウント値（時間T秒当り）

S_K ：被検者の体格に合わせて校正したカリウム1g当りの
カウント値（時間T秒当り）

ここで、 CNT_{γ} は実際の測定で得られる値である。 S_K は次のようにして求められる。カリウム1g当りのγ線放出数（カリウム-40は、全カリウムの0.0117%であり、γ線の放出割合は11%である）をDとすると、カリウム1g当りのカウント数(cps)はシミュレーションで求めた計数効率(EF)を用いると、 $D \times EF$ となる。（ここでの計数効率は、例えば計数効率が20%では0.2とする。）ただしこれは、シミュレーションの結果としての単位カリウム量当りのカウントであり、実測におけるそれは、シンチレータにおける蛍光効率や集光効率によるカウントの低下（第2章、図2-26）があるため、その分の校正定数(p)を考慮する必要がある。実測における体格校正済みの S_K は、次式によ

て与えられる。

$$S_k = D \times EF \times T / p$$

D : カリウム 1 g、1 秒間当たりの γ 線放出数 (= 3.3228)

EF : シミュレーションによる体格別の計数効率

T : 測定時間 (秒)

p : 校正定数

ここで p が未知であるが、この値は検出系の感度や測定条件の変化に伴い変動する値であるから、定期的に確認する必要がある。確認の方法としては、校正用ファントムについて、設定したエネルギー範囲でのシミュレーションによる計数効率 (EF_{sim}) と実測による計数効率 (EF_{exp}) について、 EF_{sim}/EF_{exp} 比をとり、その値を p とすればよい。日常の確認では、代表的な 1 つの校正用ファントム (例えば成人ファントム) の EF_{sim}/EF_{exp} 比を用いれば十分であろう。本研究における p は、全スペクトルを含むエネルギー範囲を用いた測定では、表 2-5 から 1.22、Upper チャンネルを用いた測定では、表 2-6 から 1.30 という値になっている。

<ファントム法による校正とシミュレーションによる校正との比較>

次に、これまでに東大ヒューマンカウンターで測定してきた被検者のデータのうち、従来のファントム法で校正した場合には体脂肪率が異常に低い値になったケースや、被検者の体格が校正用ファントムと異なっているケースなどについて、シミュレーションによる校正法を応用した場合に体脂肪率がどのように変化するかについて検討した。被検者は、CD が 40 代前半である以外は、すべて学生である。シミュレーションによる校正法としては、前述の計数効率 (2) (Upper チャンネルにおける計数効率) を身長、身長²、胸厚によって推定する推定式 (表 4-5) を用いた。

表 4-7 は各被検者の体格の特徴と各校正法で校正した場合の体脂肪率である。長嶺の式 [84] を用いたキャリバー法による体脂肪率も同時に示したが、

第1章で述べたような問題があるため、妥当性を検討するための基準とはならない。ここでは参考として示してある。

男性において体脂肪率が5%前後、またはそれ以下の値は常識的に低すぎると考えられるが、男性被検者A A～A N (14例)は、ファントム法によって校正した場合に、体脂肪率が5%以下になったケースである。マイナスの値になった例も5例含まれている。これらにシミュレーションによる校正法を応用した場合には、従来のファントム法に比べ体脂肪率が-0.9%～+8.0%値が変化し、1例を除く全員で体脂肪率がプラス方向に移行している。A A、A B、A C、A D、A Mは、依然5%以下と低い値であったが、それ以外は5%以上の範囲に移行している。女性については、ファントム法で校正した場合に、1.9%～11.7%と女性としては低すぎる値を示した被検者(B A、B B、B C、B D)にシミュレーションによる校正法を応用した場合、13.2%～19.1%へと移行し、女性の体脂肪率として常識的に理解し得る値となっている。このようにファントム法で異常に低い体脂肪率となった被検者の体格は、校正用ファントムに比べ胸厚が小さいなど(ファントムの体格は図2-18を参照)、ファントムの体格と異なっている場合が多い。また、被検者C A～C Eは校正用ファントムに比べ身長、胸厚がいずれも大きい被検者の例であるが、ファントム法による体脂肪率はシミュレーションによる値より1.2～4.1%大きく、ファントム法では体脂肪率が過大評価されていることが分かる。このようなことから、ファントム法で校正した場合に異常に低い体脂肪率となったり、異常に大きな体脂肪率になるケースは、被検者の体格がファントムの体格と異なることが原因となる場合が多く、シミュレーションによる校正法を応用した場合にはこれらの問題は改善されているといえよう。一方、被検者D A～D Gは体格(身長、胸厚)が校正用ファントムとほぼ一致する例であるが、この場合には、ファントム法とシミュレーションによる方法の差は1%前後であり、ほぼ一致している。

ただし、被検者A A、A B、A C、A D、A Mでは、シミュレーションによる校正法を用いた場合でも、体脂肪率は上昇してはいるものの、依然低い値であった。カリウム-40法では、除脂肪体重1kg当たりのカリウム含有量が $2.66\text{g}\cdot\text{kg}^{-1}$ (男性)で一定であるとの仮定に基づいているが(第1章)、カリウム濃度の高い組織(特に筋肉)が除脂肪組織に占める割合が一般の人より大きい場

合には、除脂肪中カリウム含有量は $2.66\text{g}\cdot\text{kg}^{-1}$ より大きくなる。仮に除脂肪中カリウム含有量が大きい被検者にこの値を適用すると、体脂肪率は実際より低く評価されることになる(式1-8～式1-10参照)。シミュレーションを応用した後も依然低い体脂肪率であった被検者には、日常的にトレーニングを行い、筋肉が非常に発達しているものも含まれている。つまり、シミュレーションによる校正によって身体カリウム量は妥当な値が求められているにもかかわらず、被検者の除脂肪中カリウム含有量が $2.66\text{g}\cdot\text{kg}^{-1}$ より大きくなっているために、体脂肪率が依然過小評価されている可能性が高い。いわゆる除脂肪組織の一定性の仮定が、スポーツマンなどでどの程度維持されるかは、今後明らかにすべき重要な問題である。

ここで得られた結果を総合すると、シミュレーションによる校正法を実際の被検者の測定に応用した場合、従来のファントム法では異常な値となったケースが減少するなど、総じてよい結果となることが確認された。

<結論>

本章では、東大ヒューマンカウンターにおけるシミュレーションによる校正法を確立するために、人体モデルの体格と計数効率との関係を検討し、体格指標から計数効率を求める推定式を明らかにしようとした。その際、身長、胸厚、肩幅について、大小様々な体格の人体モデルを設定し、シミュレーションによって体格別の計数効率を求めた。そして、重回帰分析により人体モデルの体格と計数効率との関係を検討した。

また、実際に測定した被検者のデータのうち、従来のファントム法では体脂肪率が異常な値になったケースに対して、シミュレーションによる方法を応用し、体脂肪率の値を検討した。

(1) 全スペクトルを含むエネルギー範囲の計数効率においては、身長が大きいほど、また胸厚が大きいほど、計数効率が小さくなる傾向が見られた。計数効率を従属変数に、人体モデルの身長、胸厚を独立変数とした重回帰分析では、重相関係数が $r=0.99$ 、 $SEE=0.11$ であり、それら2つを独立変数とした重回帰式により、高い精度で計数効率を推定できることが分かった。

(2) Upperチャンネルにおける計数効率においては、身長が大きいほど、また胸厚が大きいほど、計数効率が小さくなる傾向が見られた。計数効率を従属変数に、人体モデルの身長、身長の2乗、胸厚を独立変数とした重回帰分析を行ったところ、高い精度(重相関係数 $r=0.995$ 、 $SEE=0.04$)で計数効率を推定できることが分かった。なお、身長の2乗の項は、Upperチャンネルのエネルギー設定におけるシンチレータCブロックのずれの影響を説明するものと考えられた。

(3) 1.0MeV以上のエネルギー範囲においても、身長が大きいほど、また胸厚が大きいほど、計数効率が小さくなる傾向が見られた。重回帰分析の結果より、身長と胸厚によって、計数効率を高い精度で推定できることが分かった。

(4) 従来のファントム法では体脂肪率が異常な値になったケースなどについて、シミュレーションによる較正法を応用した場合、異常な値になるケースが減少するなど、総じてよい結果が得られた。これより、被検者の測定にシミュレーションによる較正法を応用することで、より妥当性の高い身体組成測定値が得られることが確認された。

本章の結果より、シミュレーションによる較正法が、高い精度で、きわめて簡便に應用できることが確認できた。

謝 辞

本論文を進める上で多くの方々の御指導と御協力を頂きました。東郷正美東京大学教育学部教授には、筆者が大学院に入学して以来、常に親身なる御指導を頂きました。本論文を仕上げる過程でも多くの御指導と励ましを頂きました。心から感謝申し上げます。三菱原子力工業㈱の岩井 敏博士には、研究開始当初から本論文の完成に至るまで、細部にわたって多くの御指導を頂きました。また、三菱総合研究所の佐藤 理氏には、E G S 4 コードの使用法をはじめ、多くの技術的な御助言を頂きました。岩井、佐藤両氏には、研究がうまく行かないときなど、わざわざ筆者の研究室や東大大型計算機センターに足を運んで頂いたことも何度もありました。両氏の御協力が得られなければ、本論文は到底完成には至らなかったと思います。心よりお礼申し上げます。

東大ヒューマンカウンターの利用に当たっては、東京大学原子力研究総合センターの江口星雄技官に御尽力頂きました。また、原子核研究所の柴田徳思教授には、研究の初期の段階から大変お世話になりました。心から感謝申し上げます。その他、ヒューマンカウンターでの測定をともにを行い、様々なアドバイスを頂いた、岡島佳樹先生（玉川大学）、田中茂穂先生（茨城大学）、小林正子先生（東京大学）をはじめ、東京大学教育学部健康教育学研究室の皆様にも厚くお礼申し上げます。

- [1] Allen, T.H., Anderson, E.C., and Langham, W.H.: Total body Potassium and gross body composition in relation to age. *Journal of Gerontology*, 15, 348-357, 1960
- [2] Baumgartner, R.N., Chumlea, W.C., and Roche, A.F.: Bioelectric impedance for body composition. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 18, 193-224. Baltimore, Williams & Wilkins, 1990
- [3] Behnke, A.R., B.G. Penn and W.C. Welham: The specific gravity of healthy men. *J.A.M.A.* 118, 495-498, 1942
- [4] Behnke, A.R., Osserman, E.F. and Welham, W.C.: Lean body mass. Its clinical significance and estimation from excess fat and total body water determinations. *Archives of Internal Medicine*, 91, 585-601, 1953
- [5] Boileau, R.A., J.H. Wilmore, T.G. Lohman, M.H. Slaughter and W.F. Riner: Estimation of body density from skinfold thickness, body circumferences and skeletal width in boys aged 8 to 11 years: Comparison of two samples. *Hum. Biol.* 53, 575-592, 1981
- [6] Brozek, J., F. Grande, J.T. Anderson and A. Keys: Densitometric analysis of body composition: Revision of some quantitative assumptions. *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 110, 113-140, 1963
- [7] Buskirk, E.R.: Underwater weighing and body density: A review of procedures. *Techniques for Measuring Body Composition*, edited by Brozek, J. and A. Henschel, Washington, D.C., National Academy of Sciences National Research Council, pp. 90-106, 1961
- [8] Cheek D.B. and West C.D.: An appraisal of methods of tissue chloride analysis: The total carcass chloride, exchangeable chloride, potassium and water of the rat. *J. Clin. Invest.*, 34, 1744-1755, 1955
- [9] Clark, R.R., Kuta, J.M., Sullivan, J.C., Bedford, W.M., Penner, J.D., Studesville, E.A.: A comparison of methods to predict minimal weight in high school wrestlers. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 25, 151-158, 1993
- [10] Clark, R.R., Kuta, J.M., Sullivan, J.C.: Prediction of percent body fat in adult males using dual energy X-ray absorptiometry, skinfolds, and hydrostatic weighing. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 25, 528-535, 1993
- [11] Cordain, L., Whicker, R.E., Johnson, J.E.: Body composition determination in children using bioelectrical impedance. *Growth, Develop Aging*, 52, 37-40, 1988
- [12] Culebras, J.M., and Moore, F.D.: Total body water and the exchangeable hydrogen. Theoretical calculations of nonaqueous exchangeable Hydro-

gen in man. *Am. J. Physiol.*, 232, R54-R59, 1977

- [13] Döbeln, W. von: Human standard and maximal metabolic rate in relation to fat free mass. *Acta Physiol. Scand.* 37, suppl. 126, 1956
- [14] Durnin, J.V.G.A., and J. Womersley: Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurement on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *Br. J. Nutr.*, 32, 77-97, 1974
- [15] Filer, L.J., Jr., Baur, L.S., and Rezabeck H.: Influence of protein and fat content of the diet on the body composition of piglets. *Pediatrics*, 25, 242-247, 1960
- [16] Flynn, M.A., Woodruff, C., and Chase, G.: Total body Potassium in normal children. *Pediatric Research*, 6, 239-245, 1972
- [17] Forbes, R.M., A.R. Cooper and H.H. Mitchell: The composition of the adult human body as determined by chemical analysis. *J. Biol. Chem.* 203, 359-366, 1953
- [18] Forbes, R.M., H.H. Mitchell and A.R. Cooper: Further studies on the gross composition and mineral elements of the adult human body. *J. Biol. Chem.* 223, 969-975, 1956
- [19] Forbes, G.B. and Lewis, A.: Total sodium, potassium, and Chloride in adult man. *Journal of Clinical Investigation*, 35, 596-600, 1956
- [20] Forbes, G.B., F. Schultz, C. Cafarelli, G.H. Amirhakimi: Effects of body size on potassium-40 measurement in the body counter (Tilt-chair technique). *Health Physics*, 15, 435-442, 1968
- [21] Forbes, G.B.: *Human Body Composition*, pp. 81. New York, Springer-Verlag, 1987
- [22] Forbes, G.B.: *Human Body Composition*, pp. 35. New York, Springer-Verlag, 1987
- [23] Forbes, G.B.: *Human Body Composition*, pp. 40-49. New York, Springer-Verlag, 1987
- [24] Forbes, G.B.: *Human Body Composition*, pp. 97. New York, Springer-Verlag, 1987
- [25] Forbes, G.B.: *Human Body Composition*, pp. 179-181. New York, Springer-Verlag, 1987
- [26] Forbes, G.B.: Body composition in adolescence. In F. Falkner and J.M. Tanner (eds.), *Human Growth*, Vol. 2. New York, Plenum Press, pp. 118-146, 1986

- [27] Fuller, M.F., Houseman, R.A., and Cadenhead, A.: The measurement of exchangeable potassium in living pigs and its relation to body composition. *British Journal of Nutrition*, 26, 203-214, 1971
- [28] Garrow, J.S., Stalley, S., Diethelm, R., Hesp, P.R. and Halliday, D.: A new method for measuring the body density of obese adults. *British Journal of Nutrition*, 42, 173-183, 1979
- [29] Graystone, J., J. Seitchik, R. Milch, G.P. Shulman and D.B. Cheek: Measurement of D₂O in plasma water by freezing point elevation, falling drop, infra-red absorption, and gas chromatography. *J. Lab. & Clin. Med.* May, 885-892, 1967
- [30] Guo, S., Roche, A.F., Chumlea, W.C., Miles, D.S., Pohlman, R.L.: Body composition predictions from bioelectric impedance. *Hum. Biol.*, 59, 221-233, 1987
- [31] Guo, S., Roche, A.F., Houtkooper, L.: Fat-free mass in children and young adults predicted from bioelectric impedance and anthropometric variables. *Am. J. Clin. Nutr.*, 50, 435-443, 1989
- [32] Hamilton, E.L., Minski, M.J., and Cleary, J.J.: The concentration and distribution of some stable elements in healthy human tissues from the United Kingdom. *Sci. Total Environ.*, 1, 341-374, 1972
- [33] Harsha, D.W., E.R. Frerich and G.S. Berenson: Densitometry and anthropometry of black and white children. *Hum. Biol.*, 50, 261-280, 1978
- [34] Haschke, F.: Body composition adolescent males. Part II. Body composition of the male reference adolescent. *Acta Paediatr. Scand., Suppl.*, 307, 11-23, 1983
- [35] Hassager, C., Sorensen, S.S., Nielsen, B., Christiansen, C.: Body composition measurement by dual photon absorptiometry: comparison with body density and total body potassium measurements. *Clin. Physiol.*, 9, 353-360, 1989
- [36] 蜂須賀弘久, 水野 勇, 山岡誠一, 吉村寿人: 人体密度ならびに体脂肪量の年齢別推移について, *栄養と食料*, 23, 46-50, 1970
- [37] Heymsfield, S.B., Wang, J., Heshka, S., Kehayias, J.J., Pierson, R.N.: Dual-photon absorptiometry: comparison of bone mineral and soft tissue mass measurements in vivo with established methods. *Am. J. Clin. Nutr.* 49, 1283-1289, 1989
- [38] Hoffer, E.C., Meador, C.K., and Simpson, D.C.: Correlation of whole-body impedance with total body water volume. *J. Appl. Physiol.*, 27, 531-534, 1969
- [39] Hoffer, E.C., Meador, C.K., and Simpson, D.C.: A relationship between

- whole body impedance and total body water volume. *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, 170, 452-461, 1970
- [40] Hughes, D., and R.E. Williams: The calibration of a whole-body radio-activity counter for the measurement of body potassium content in clinical studies. *Clin. Sci.*, 32, 495-502, 1967
- [41] Hughes, V.A., Evans, W.J.: Assessment of fat-free mass in an older population using bioelectric impedance. *Fed. Proc.*, 46, 1186, 1987
- [42] ICRP Publication 23. Report of the Task Group on Reference Man, Pergamon Press, 1975
- [43] 飯塚鉄雄, 日丸哲也, 永田 晟, 中西光雄, 岩崎義正, 磯川正教: 日本人の体力標準値 第三版, 不昧堂出版, 1977
- [44] 飯沼 武, 野原功全, 田中栄一, 平本俊幸, 石原十三夫: プラスチック・シンチレータを用いたユニット型ヒューマン・カウンタ (I) プラスチック・シンチレータ・ユニットのγ線特性. *Radioisotopes*, 14, 1-7, 1965
- [45] 猪飼道夫, 福永哲夫, 藤平田英彦: 日本人青少年の身体組成の研究 - 超音波法と比重法による -, 東京大学教育学部紀要, 11, 1-29, 1969
- [46] 池上晴夫: 肥満と運動, スポーツ医学 I - 病気と運動 -, 朝倉書店, 1994
- [47] Jackson, A.S., and M.L. Pollock: Practical assessment of body composition. *Phys. Sportsmed.*, 13, 76-90, 1985
- [48] Johansson, A.G., Forslund, A., Sjodin, A., Mallmin, H., Hambræus, L., Ljunghall, S.: Determination of body composition -- a comparison of dual-energy X-ray absorptiometry and hydrodensitometry. *Am. J. Clin. Nutr.*, 57, 323-326, 1993
- [49] 加藤則子: 小児成人病の疫学と対策, 学校保健研究, 34, 488-493, 1992
- [50] Katsunuma, H., Y. Yoshizawa, K. Maeda, Y. Takeuchi, A. Imahori, I. Anzai, T. Kusama, and M. Kaneko: The Whole-Body (Human) Counter of the University of Tokyo. *J. Nucl. Sci. Technol.*, 3, 114-117, 1966
- [51] KKKer, B., Katch, F.I.: Validity of bioelectrical resistive impedance for estimation of body fat in lean males. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 17, 272, 1985
- [52] KKKer, B., Katch, F.I.: Validity of BIA to predict body fat in under-fat, normal and overfat males and females and comparison to sex-specific fatfold equations. *Med. Sci. Sports Exerc. (Suppl.)*, 18, S17, 1986
- [53] Khaled, M.A., H.C. Lukaski and C.L. Watkins: Determination of total body water by deuterium NMR. *Am. J. Clin. Nutr.*, 45, 1-6, 1987

- [54]北川 薫：肥満者の脂肪量と体力，杏林書院，pp.31-32，1984
- [55]北川薫，山本高司，石河利寛，中村憲彰，涌井忠明：10歳から12歳の思春期前男女の身体組成と身体密度推定式，体育科学，16，7-14，1988
- [56]金 憲経，松浦義行，田中喜代次，稲垣 敦，中塘二三生：体脂肪率（% fat）算出式の検討—9歳から14歳の児童・生徒について—，Ann. Physiol. Anthropol.，12，71-77，1993
- [57]金 憲経，松浦義行，田中喜代次，中塘二三生：児童・生徒の身体組成評価における生体電気抵抗法と皮下脂肪厚法の妥当性の検討，体育学研究，38，13-24，1993
- [58]Knoll, G.F. (訳：木村逸郎，阪井英次)：放射線計測ハンドブック，pp.198-200，1979
- [59]小宮秀一，小室史恵，立田清朗：重水希釈法による体内総水分量の定量，体育学研究，第26巻，第2号，1981
- [60]小宮秀一，佐藤方彦，安河内 明：体組成の科学，朝倉書店，1988
- [61]小宮秀一：身体組成の推定法を考える，Ann. Physiol. Anthropol.，10，3-17，1991
- [62]Kushner, E.F., Schoeller, D.A.: Estimation of total body water by bio-electrical impedance analysis, Am. J. Clin. Nutr., 44, 417-424, 1986
- [63]Lohman, T.G., R.A. Boileau, and M.H. Slaughter: "Body composition in children and youth." In Advances in Pediatric Sport Sciences, edited by R.A. Boileau, Illinois, Human Kinetics, 1984
- [64]Lohman, T.G., M.H. Slaughter, R.A. Boileau, J. Bunt, and L. Lussier: Bone mineral measurement and their relation to body density in children, youth and adults., Human Biol., 50, 667-678, 1984
- [65]Lohman, T.G.: "Application of body composition techniques and constants for children and youths." In Exercise and Sports Sciences Reviews, 14, edited by E.B. Pandolf, MacMillan Publishing Company, New York, pp. 325-357, 1986
- [66]Lohman, T.G.: Advances in Body Composition Assessment, Illinois, Human Kinetics Publishers, 1992
- [67]Lukaski, H.C., P.E. Johnson: A simple, inexpensive method of determining total body water using a tracer dose of D₂O and infrared absorption of biological fluids, Am. J. Clin. Nutr., 41, 363-370, 1985
- [68]Lukaski, H.C., Johnson, P.E., Bolonchuk, W.W., Lykken, G.I.: Assessment of fat free mass using bioelectric impedance measurements of the

- human body. *Am. J. Clin. Nutr.*, 41, 810-817, 1985
- [59] Lukaski, H. C., Bolonchuk, W. W., Hall, C. B., Siders, W. A.: Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *J. Appl. Physiol.*, 60, 1327-1332, 1986
- [70] Lukaski, H. C., Bolonchuk, W. W.: Estimation of body fluid volumes using tetrapolar bioelectrical impedance measurements. *Aviat. Space Environ. Med.*, 59, 1163-1169, 1988
- [71] Martin, A. D., W. D. Ross, D. T. Drinkwater, and J. P. Clays: Prediction of body fat by skinfold caliper: Assumptions and cadaver evidence. *Int. J. Obesity*, 9, suppl. (1), 31-39, 1985
- [72] 丸山規雄, 大堀兼男, 田中 諭, 竹内宏一: 学齢期における成人病予防の基礎的検討(第1報) - 動脈硬化促進危険因子を中心として -, 学校保健研究, 34, 329-335, 1992
- [73] Mazess RB, Peppler WW, Gibbons M: Total body composition by dual-photon (^{153}Gd) absorptiometry. *Am. J. Clin. Nutr.* 40:834-839, 1984
- [74] McArdle, W. D., F. I. Katch, V. L. Katch: *Exercise Physiology*, pp. 488-512. Philadelphia, Lea & Febiger, 1985
- [75] Mendez, J., E. Prokop, E. Picon-Reategui, E. Akers, and E. R. Buskirk: Total body water by D2O dilution using saliva samples and gas chromatography. *J. Appl. Physiol.*, 28, 354-357, 1970
- [76] Miller, C. E. and A. P. Remenchik: Problems involved in accurately measuring the K content of the human body. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, 110, 175, 1963
- [77] Mitchell, H. H., T. S. Hamilton, F. R. Steggerda and H. W. Bean: The chemical composition of the adult human body and its bearing on the biochemistry of growth. *J. Biol. Chem.* 158, 625-637, 1945
- [78] 百瀬琢磨, 野尻一郎, 成田 脩, 岩井 敏, 林津雄厚, 佐藤 理, 中村充志: EGS4コード汎用ユーザズ版の開発, 第1回EGS4研究会, National Laboratory for High-Energy Physics, KEK Proceedings 91-14, 1991
- [79] 文部省体育局: 平成3年度 体力・運動能力調査報告書, 平成4年10月
- [80] 文部省体育局生涯スポーツ課: 平成3年度体力・運動能力調査結果について, スポーツと健康, 24, 27-43, 1992
- [81] 村田光範: 小児期における成人病危険因子の増加に対する社会的背景, 小児内科, 24, 1315-1320, 1992
- [82] Myhre, L. G. and Kessler, W. V.: Body density and potassium-40 measurements of body composition as related to age. *J. Appl. Physiol.*, 21,

1251-1255, 1966

- [83] Nagamine, S., and S. Suzuki: Anthropometry and body composition of Japanese young men and women. *Hum. Biol.*, 36, 8-15, 1964
- [84] 長嶺晋吉: 皮下脂肪厚からの肥満の判定, 日本医師会雑誌, 68, 919-924, 1972
- [85] Nelson, W.R., H. Hirayama, and D.W.O. Rogers: The EGS4 Code System, SLAC-Report 265, 1985
- [86] 西尾利一: 小児高血圧の疫学, 小児内科, 24, 1371-1376, 1992
- [87] Novak, L.: Aging, total body potassium, fat-free mass, and cell mass in males and females between ages 18 and 85 years. *Journal of Gerontology*, 27, 438-443, 1972
- [88] 小川正行: 肥厚等の身体諸計測値からのBody Density予測に関する研究, 第2報 学童の場合, 日本衛生学雑誌, 40, 841-848, 1985
- [89] 大田真彦: 成人病における小児の高脂血症、高血圧, 小児内科, 24, 1311-1313, 1992
- [90] Pace, N. and Rathbun, E.N.: Studies on body composition. III. The body water and chemically combined nitrogen content in relation to fat content. *Journal of Biological Chemistry*, 158, 685-691, 1945
- [91] Parizkova, J.: Age trends in fat in normal and obese children. *J. Appl. Physiol.* 16, 173-174, 1961
- [92] Peppler, W.W., R.B. Mazess: Total body bone mineral and lean body mass by dual-photon absorptiometry. *Calcif. Tissue Int.*, 33, 353-359, 1981
- [93] Pierson, R.N., Jr., J. Wang, J.C. Thornton, Theodore, B., V. Itallie, and E.W.D. Colt: Body potassium by four- π ^{40}K counting: an anthropometric correction. *Am. J. phys.*, 246, F234-F239, 1984
- [94] Pierson, R.N. Jr., Wang, J., Heymsfield, S.B., Russell-Aulet, M., Mazariegos, M., Tierney, M., Smith, R., Thornton, J.C., Kehayias, J., Weber, D.A., Dilmanian, F.A.: Measuring body fat: calibrating the rulers. Intermethod comparisons in 389 normal Caucasian subjects. *Am. J. Physiol.*, 261, E103-E108, 1991
- [95] Rahn, H., Penn, W.O., and Otis, A.B.: Daily variation of vital capacity, residual air, and expiratory reserve including a study of the residual air methods. *Journal of Applied Physiology*, 1, 725-743, 1949
- [96] Reizenstein, P.: Clinical Whole Body Counting. pp. Bristol, John Wright & Sons LTD, 1973

- [97] Rutledge, M.M., Clark, J., Woodruff, C., Krause, G. and Flynn, M.A.: A longitudinal study of total body potassium in normal breastfed and bottle-fed infants. *Pediatric Research*, 10, 114-117, 1976
- [98] Sady, S.P., W.H. Thomson, R. Berg and M. Savage: Physiological characteristics of high ability prepubescent wrestlers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 16, 72-76, 1984
- [99] 真田順平: 原子核・放射線の基礎, 共立全書, pp.137-138, 1966
- [100] Schwarz, S., and O. Zetterstrom: Some remarks on properties of small organic scintillators as detectors of fast neutrons. *Nuclear Instruments and Methods*, 41, 93-99, 1966
- [101] Segal, K.R., Gutin, B., Presta, E., Wang, J., Van Itallie, T.B.: Estimation of human body composition by electrical impedance methods: a comparative study. *J. Appl. Physiol.*, 58, 1565-1571, 1985
- [102] Segal, K.R., Van Loan, M., Fitzgerald, P.I., Hodgdon, J.A., Van Itallie, T.B.: Lean body mass estimation by bioelectrical impedance analysis: a four-site cross-validation study. *Am. J. Clin. Nutr.*, 47, 7-14, 1988
- [103] Sheng, H.P. and Huggins, R.A.: A review of body composition studies with emphasis on total body water and fat. *Am. J. Clin. Nutr.* 32, 630-647, 1979
- [104] Sheng, H.P., Garza, C., Huggins, R.A., and Smith, E.O.: Comparison of measured and estimated fat-free weight, fat potassium and nitrogen of growing guinea pigs. *Growth*, 46, 306-321, 1982
- [105] Siri, W.E. Body composition from fluid spaces and density: Analysis of methods. In J. Brozek, & A. Henschel (Eds.), *Techniques for measuring body composition* pp.223-224. Washington, DC. National Academy of Sciences, 1961
- [106] Slaughter, M.H., T.G. Lohman, R.A. Boileau, R.J. Stillman, M.V. Loan, C. A. Horswill and J.H. Wilmore: Influences of maturation on relationship of skinfolds to body density: A cross-sectional study. *Hum. Biol.* 56, 681-689, 1984
- [107] Soman, S.D., Joseph, K.T., Raut, S.J., Mulay, C.D., Parameshwaran, M., and Panday, V.K.: Studies on major and trace element content in human tissues. *Health Phys.*, 19, 641-656, 1970
- [108] Stansell, M.J. and Mojica, L., Determination of body water content using trace levels of deuterium oxide and infrared spectrophotometry. *Clinical Chemistry*, 14, 1112-1124, 1968
- [109] 杉浦神之, 草間朋子, 吉澤康雄: ヒューマンカウンタによる体内カリウム量

の算定および体内カリウム量と体格指標との関係についての考察, 日本栄養・食糧学会誌, 39, 265-272, 1986

- [110] Svendsen, O.L., Haarbo, J., Hassager, C., Christiansen, C.: Accuracy of measurements of body composition by dual-energy absorptiometry in vivo. *Am. J. Clin. Nutr.*, 57, 605-608, 1993
- [111] Synder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G., and Fisher, H.L., Jr.: Estimation of absorbed fraction for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *Journal of Nuclear Medicine*, suppl. No. 3, 1969
- [112] 田原靖昭, 綱分憲明, 佐伯重幸, 西澤 昭: 10歳から12歳男子の身体組成(水中体重法), 皮脂厚と肥満の評価, 学校保健研究, 32, 290-298, 1990
- [113] 田原靖昭, 綱分憲明, 佐伯重幸, 山崎昌広, 上片まゆみ, 湯川幸一: 小学生女子10歳から12歳の身体組成(密度法-水中体重法)と皮下脂肪厚, 学校保健研究, 34, 434-443, 1992
- [114] Talso, P.J., Miller, C.E., Carballo, A.J., and Vasquez, I.: Exchangeable potassium as a parameter of body composition, *Metabolism*, 9, 456-471, 1960
- [115] 谷川 進: 高速中性子源炉「弥生」の中性子スペクトル測定, 京都大学工学部原子核工学科 卒業論文 (S47年度)
- [116] 戸部秀之: 学童の体重発育における季節変動とその地域性について, 民族衛生, 59, 158-167, 1993
- [117] Tobe, H., Togo, M. and Arai, K.: Seasonal variation of growth in body weight of Japanese children and its relationship to physique. *Am. J. Hum. Biol.*, 6, 227-235, 1994
- [118] 戸部秀之, 荒居和子, 東郷正美: 学童の体重発育にみられる季節変動について, 学校保健研究, 36, 58-60, 1994
- [119] Togo, M. and Togo, T.: Time-series analysis of stature and body weight in five siblings. *Ann. Hum. Biol.*, 9, 425-440, 1982
- [120] Togo, M. and Togo, T.: Initiation time of adolescent growth spurt estimated by a certain trough in Time-series analysis of monthly anthropometric and urinalysis data in five siblings. *Hum. Biol.*, 60, 223-233, 1988
- [121] 東郷正美, 岡島佳樹, 田中茂穂, 小林正子, 戸部秀之: 正常日本人体内放射能の継続測定, 東京大学原子力研究総合センター共同設備管理部門、総合研究部門年報, 17, 74-77, 1990
- [122] 東郷正美, 戸部秀之: “都市部と農山村部の学童の体重発育における季節変動パターンと地域性について” 平成5年度科学研究費補助金(総合(A)),

- [123] Turner, M.D., Neely, W.A. and Hardy, J.D.: Rapid determination of deuterium oxide in biological fluids, *Journal of Applied Physiology*, 15, 309-310, 1960
- [124] Van Loan, M.D., Mayclin, P.L.: Body composition assessment: dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA) compared to reference methods. *Eur. J. Clin. Nutr.*, 46, 125-130, 1992
- [125] Wang, J., Heymsfield, S.B., Aulet, M., Thornton, J.C., Pierson, R.N., Jr.: Body fat from body density: underwater weighing vs. dual-photon absorptiometry. *Am. J. Physiol.*, 256, E828-E834, 1989
- [126] West, J.T., and M.B. Emmett: MARS: A multiple array system using combinational geometry. *NUREG/CR-0200*, Vol.3 sect. M9, 1984
- [127] Widdowson, E.M., R.A. McCance and C.M. Spray: The chemical composition of the human body. *Clin. Sci.*, 110, 113-125, 1951
- [128] Wilmore, J.H.: A simplified method for determination of residual lung volume. *Journal of Applied Physiology*, 27, 96-100, 1969
- [129] Wilmore, J.H., R.N. Girandola, and D.L. Moody: Validity of skinfold and girth assessment for predicting alterations in body composition. *J. Appl. Physiol.*, 29, 313-317, 1970
- [130] Withers, R.T., Smith, D.A., Chatterton, B.E., Schultz, C.G., Gaffney, R.D.: A comparison of four methods of estimating the body composition of male endurance athletes. *Eur. J. Clin. Nutr.*, 46, 773-784, 1992
- [131] Yamagata, N.: The concentration of common cesium and rubidium in human body. *J. Rad. Res.*, 3, 9-30, 1962
- [132] Yamaguchi, Y.: Deep code to calculate dose equivalents in human phantom for external photon exposure by monte carlo method, 日本原子力研究所 JAERI-M, 90-235, 1991
- [133] Young, C.M., S.S. Sipin and D.A. Roe: Body composition of pre-adolescent and adolescent girls. I. Density and skinfold measurements. *J. Am. Diet. Assoc.*, 53, 25-31, 1968
- [134] Zwiren, L., J.S. Skinner, and E.E. Buskirk: Use of body density and various skinfold equations for estimating small reductions in body fatness. *J. Sports Med.*, 13, 218-218, 1973



図 1-1 ~ 図 1-9

図 2-1 ~ 図 2-2 7

図 3-1 ~ 図 3-6

図 4-1 ~ 図 4-5

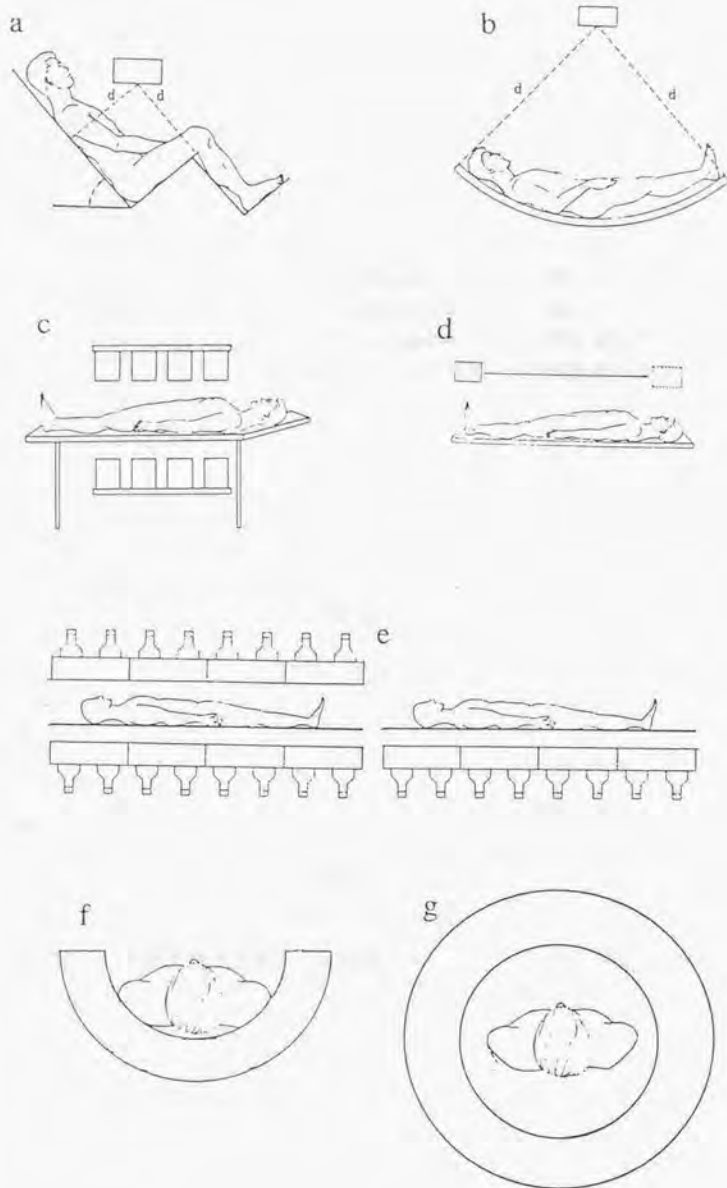


図1-1 一般的なホールボディカウンタージオメトリー

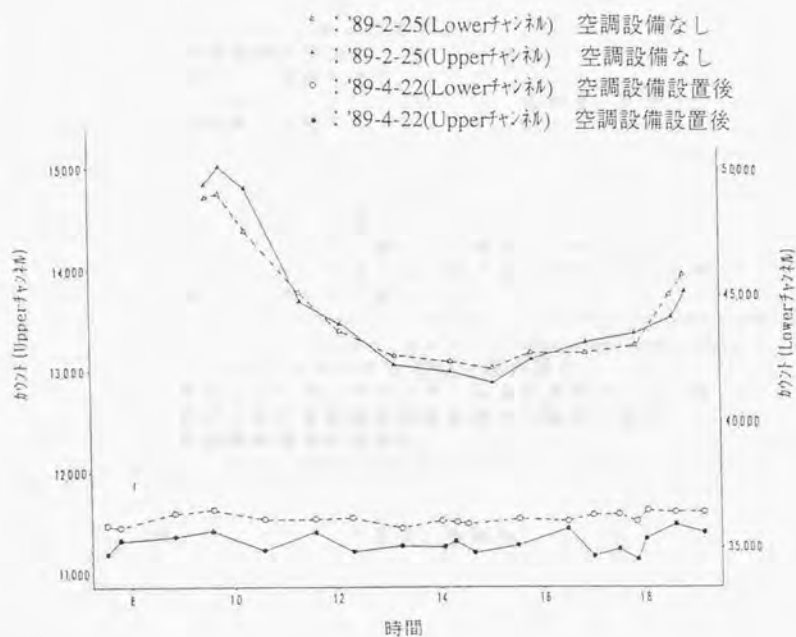


図1-2 換気設備が整備される前後のバックグラウンドの変動
(東大ヒューマンカウンターにおいて)

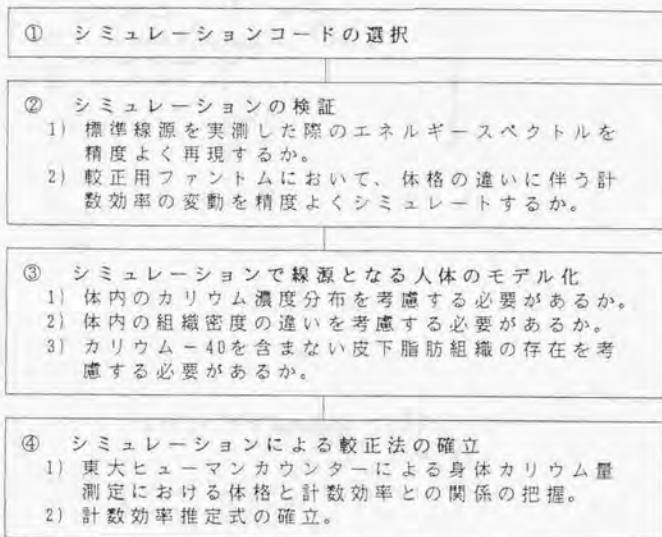
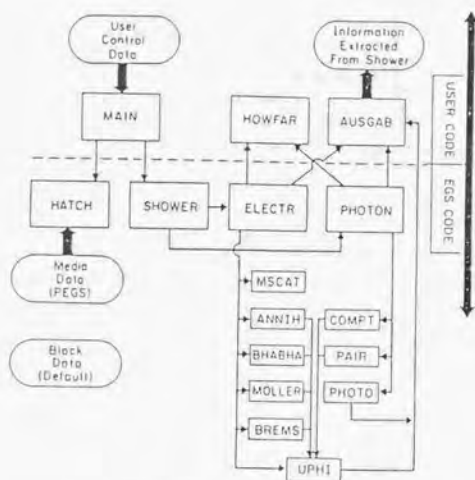


図 1 - 3 本研究の枠組み



Flow control with user using EGS4.

図1-4 EGS4のプログラムの概略 [85]

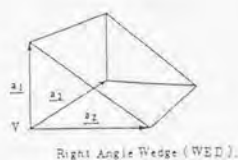
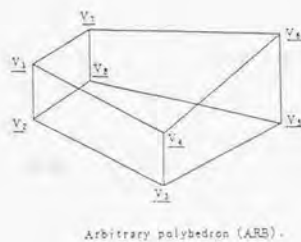
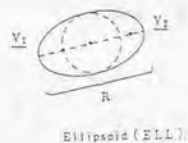
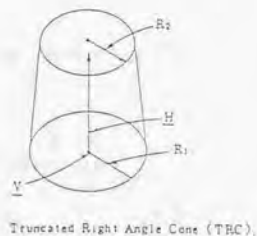
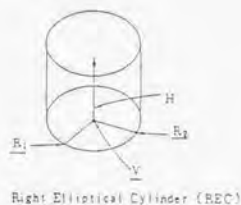
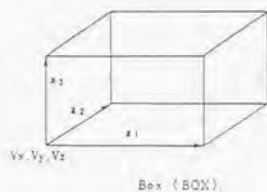
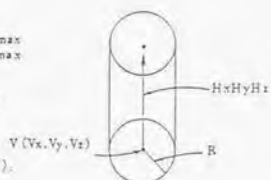
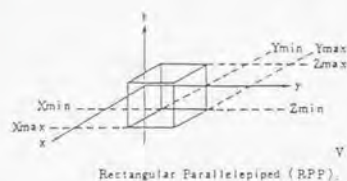


図1-5 汎用ユーザー版EGS4で定義できる3次元形状の例 [78]

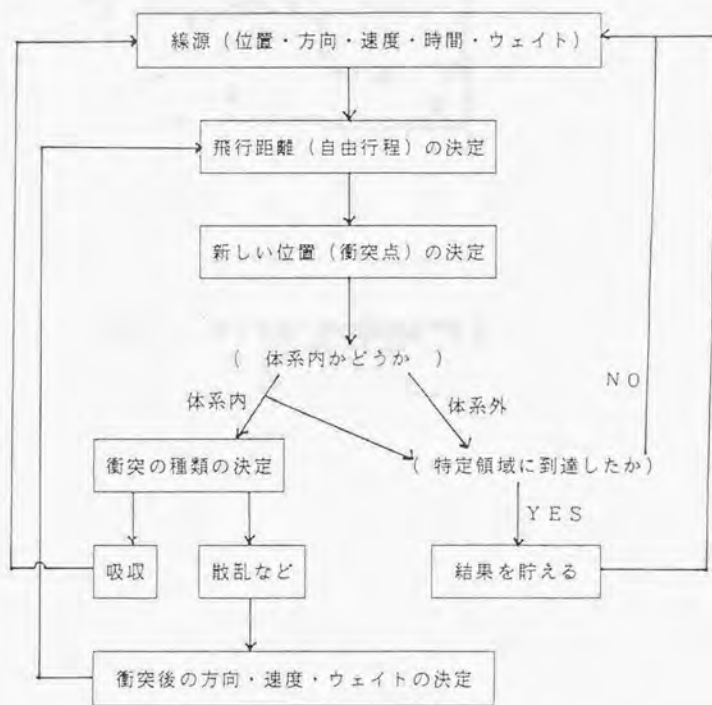


図1-6 EGS4のシミュレーションの流れ

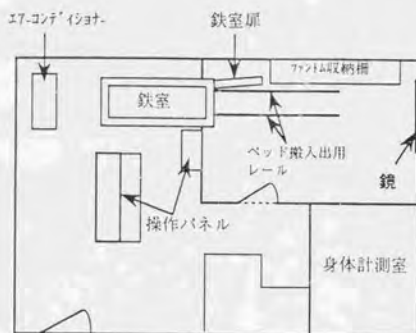


図1-7 東大ヒューマンカウンター測定室の配置



校正用ファントム測定時の状況



人体測定時の状況



プラスチックシンチレータの配置

図1-8 東大ヒューマンカウンターの鉄室内の状況と、人体、ファントム測定時の状況 (測定時には鉄室のドアは閉められる)

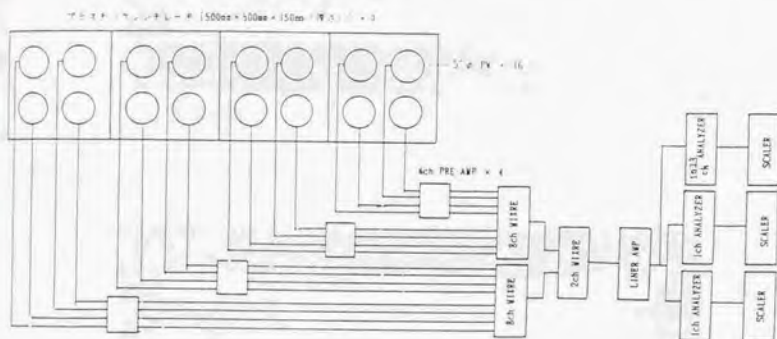
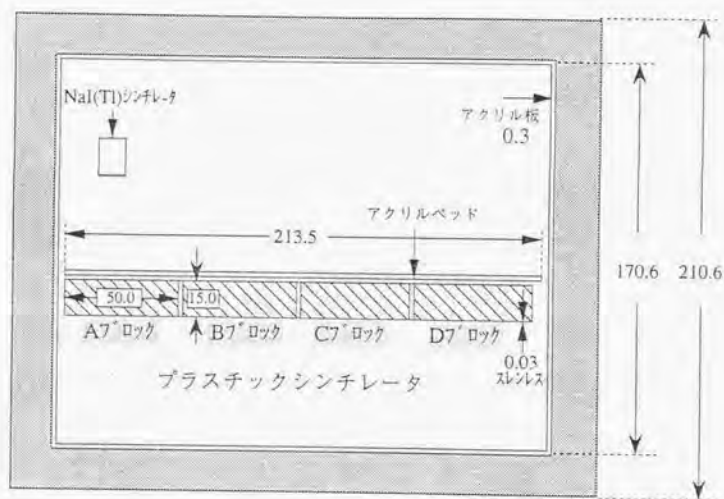
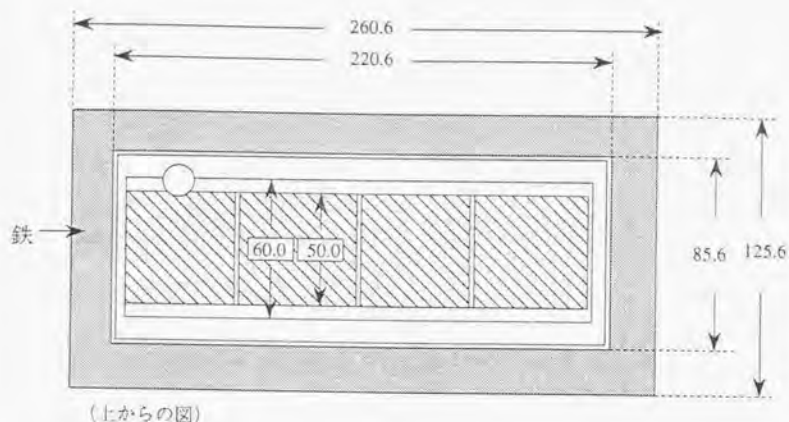


図1-9 東大ヒューマンカウンターのブロックダイアグラム



(側面からの図)

プラスチックシンチレータ

鉄

(単位: cm)

図2-1 シミュレーションで定義した東大ヒューマンカウンターの形状



反応断面積

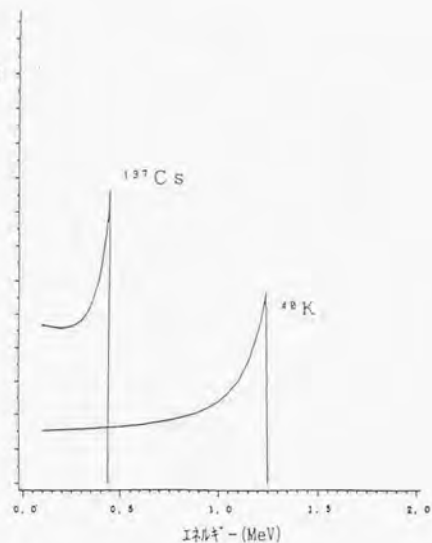


図 2-2 Klein-仁科の式によるCs-137,K-40のコンプトン散乱の分布

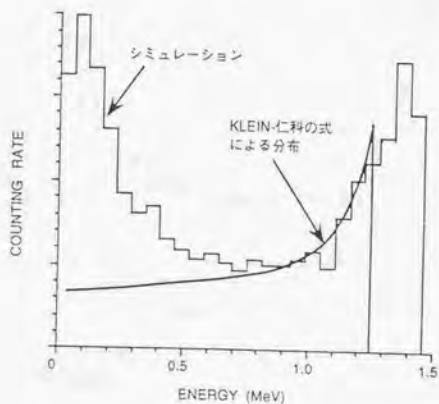


図 2-3 K-40標準線源についてのシミュレーションによるスペクトルとKlein-仁科の式による分布

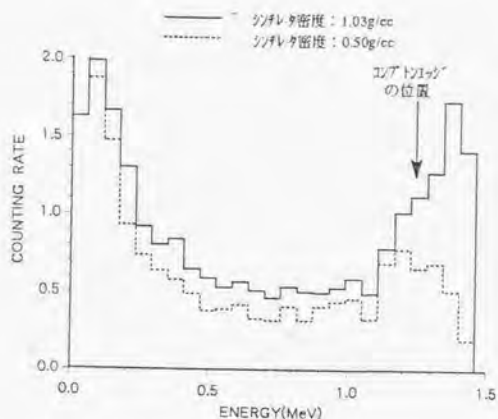


図 2-4 プラスチックシンチレータの材質密度を低下させた場合のシミュレーションによるK-40標準線源のスペクトル

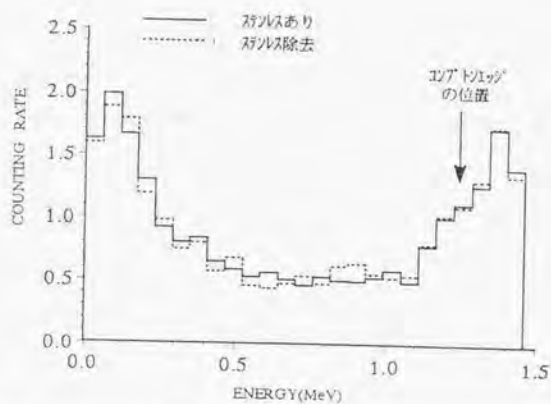


図 2-5 シンチレータを覆うステンレスを除去した場合のシミュレーションによるK-40標準線源のスペクトル

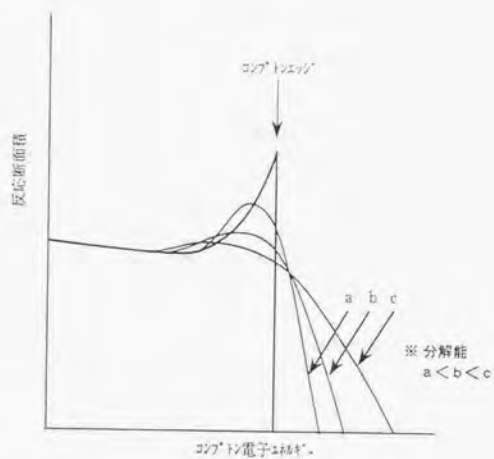


図 2-6 Klein-仁科の式による分布に分解能をかけた場合の分布

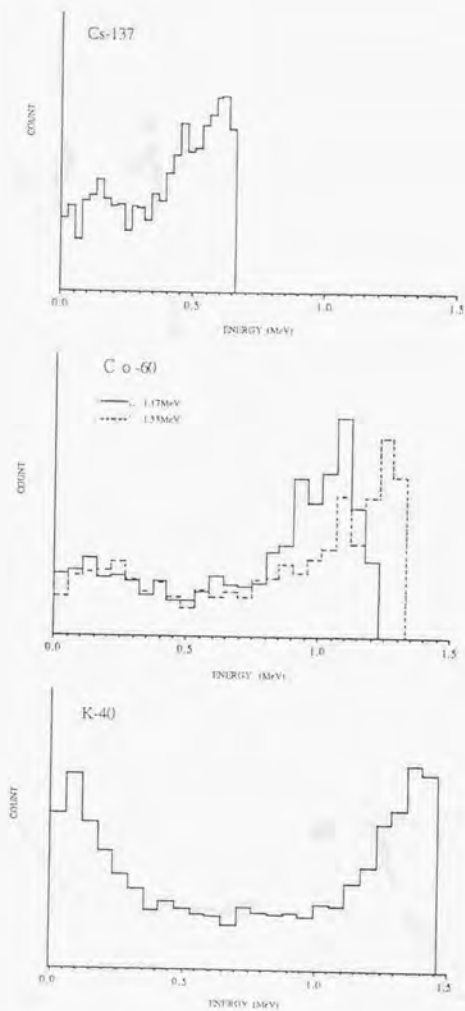


図 2-7 Cs-137, Co-60, K-40の標準線源についてシミュレーションで求めたエネルギースペクトル

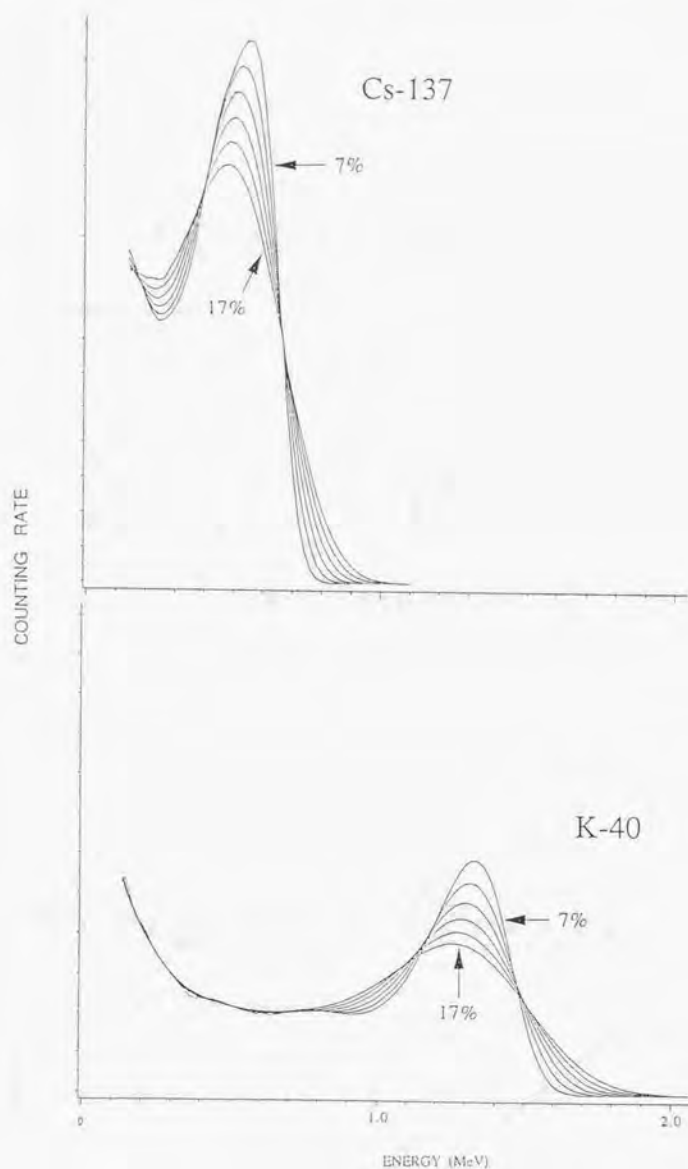


図 2-8 Cs-137とK-40についてのシミュレーションによるエネルギースペクトルに種々の分解能をかけた分布

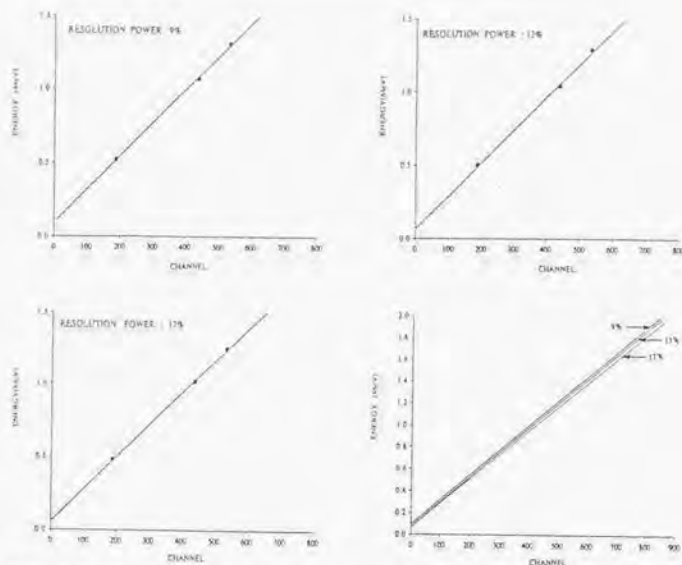


図 2-9 シミュレーションによるスペクトルのピークエネルギー値と実測スペクトルのピークチャンネル値を用いた単回帰分析 (シンチレータ A ブロックについて)

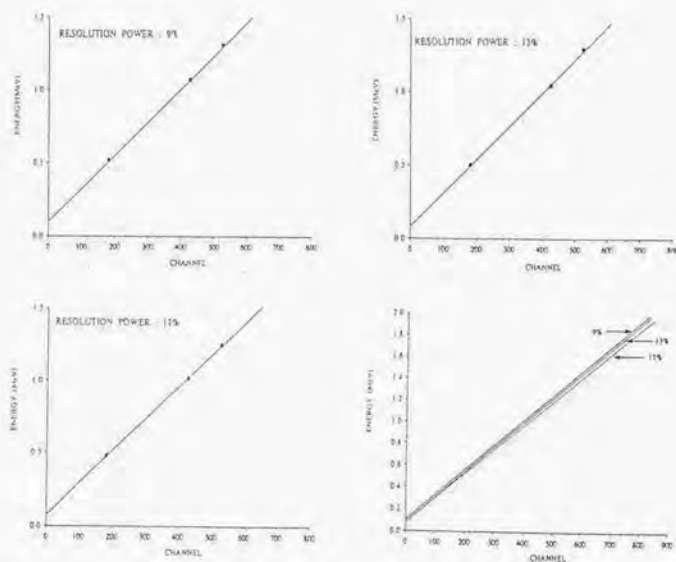


図 2-10 シミュレーションによるスペクトルのピークエネルギー値と実測スペクトルのピークチャンネル値を用いた単回帰分析 (シンチレータ B ブロックについて)

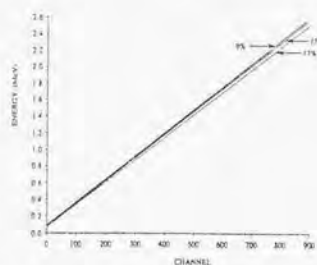
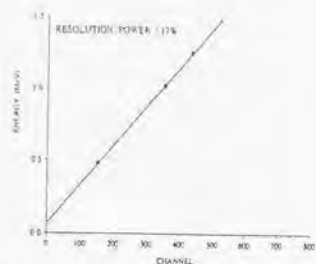
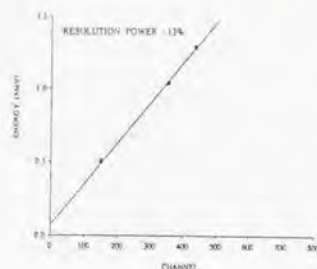
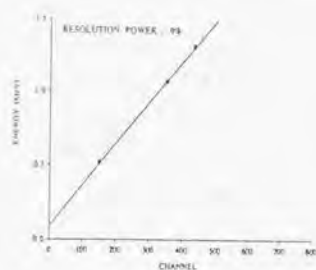


図 2-11 シミュレーションによるスペクトルのピークエネルギー値と実測スペクトルのピークチャンネル値を用いた単回帰分析 (シンチレータ C ブロックについて)

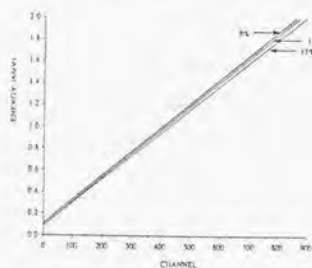
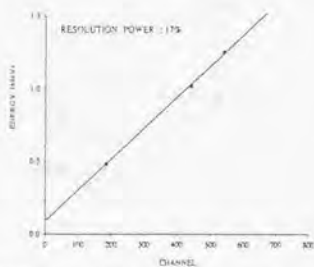
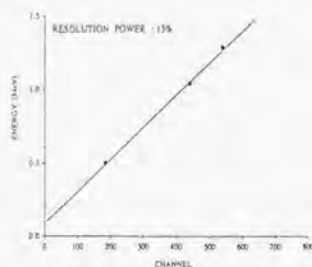
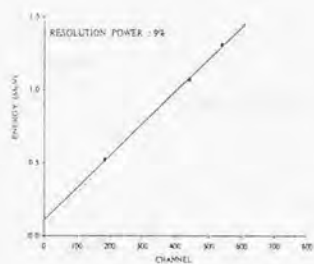


図 2-12 シミュレーションによるスペクトルのピークエネルギー値と実測スペクトルのピークチャンネル値を用いた単回帰分析 (シンチレータ D ブロックについて)

COUNT

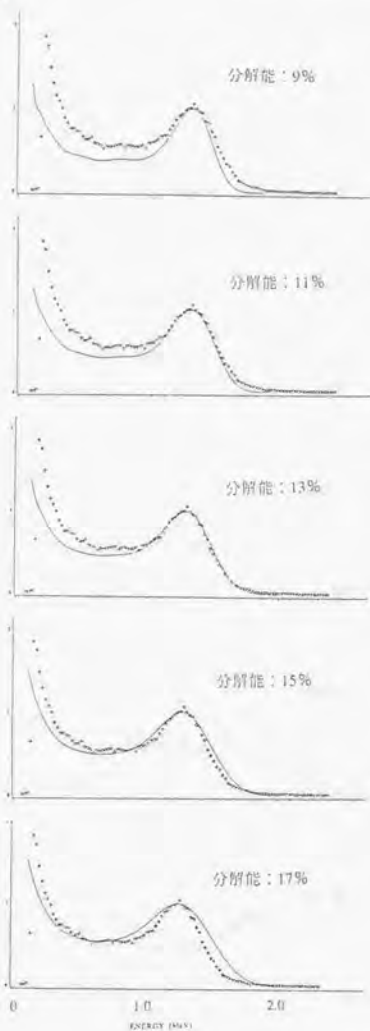


図2-13 種々の分解能でエネルギー校正を行った場合の実測とシミュレーションのスペクトルの比較 (Aブロックについて)

実線: シミュレーション * : 実測

COUNT

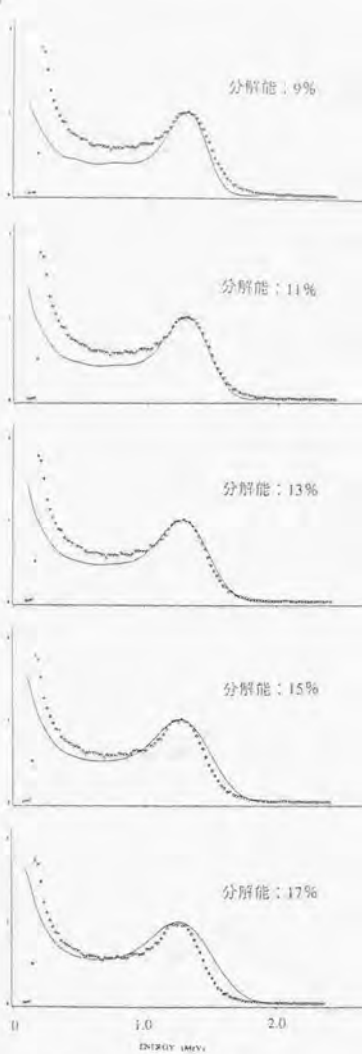


図2-14 種々の分解能でエネルギー校正を行った場合の実測とシミュレーションのスペクトルの比較 (Bブロックについて)

実線: シミュレーション * : 実測

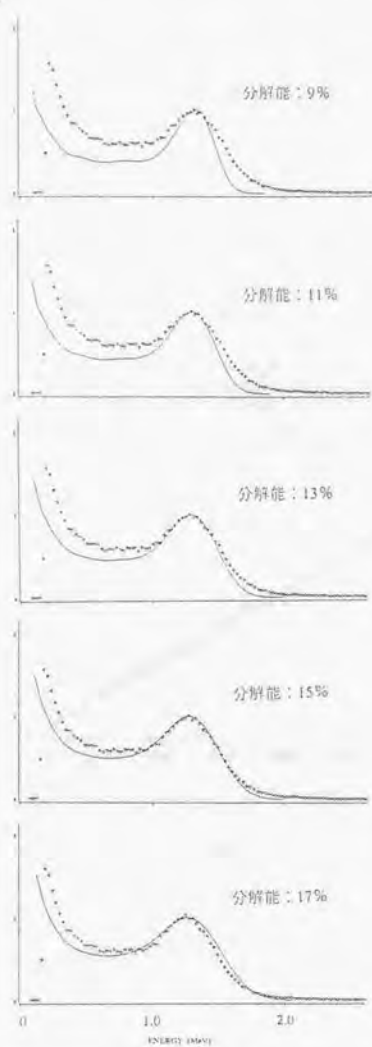


図2-15 種々の分解能でエネルギー較正を行った場合の
実測とシミュレーションのスペクトルの比較
(Cブロックについて)

実線：シミュレーション *：実測

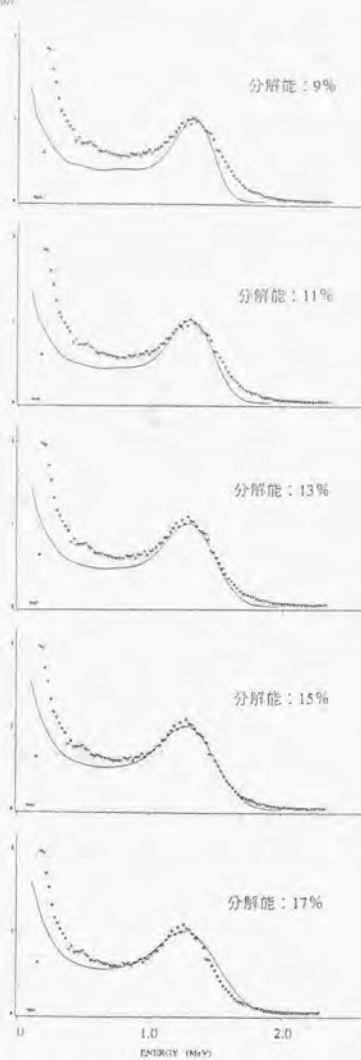


図2-16 種々の分解能でエネルギー較正を行った場合の
実測とシミュレーションのスペクトルの比較
(Dブロックについて)

実線：シミュレーション *：実測

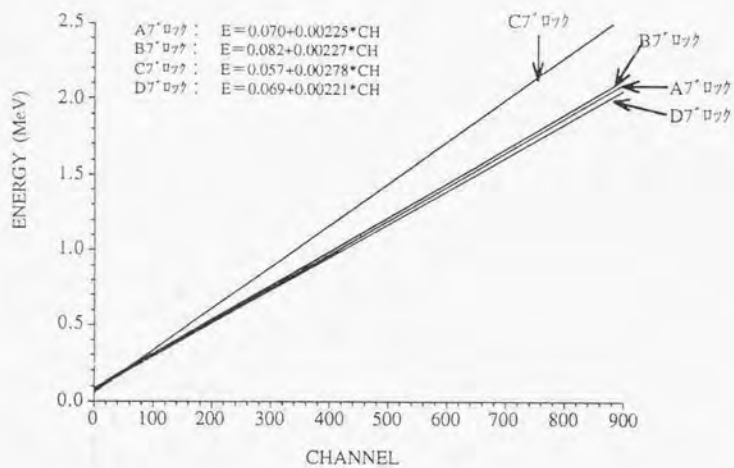
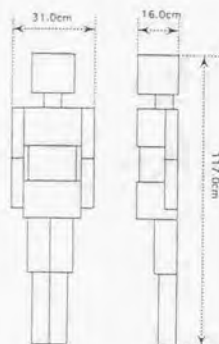
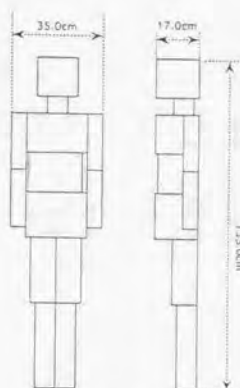


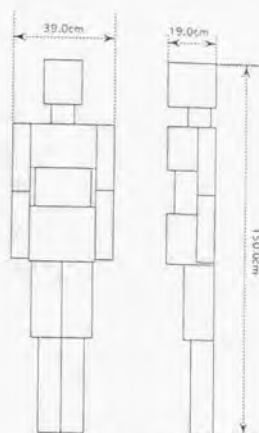
図 2-17 各シンチレータのエネルギー較正直線



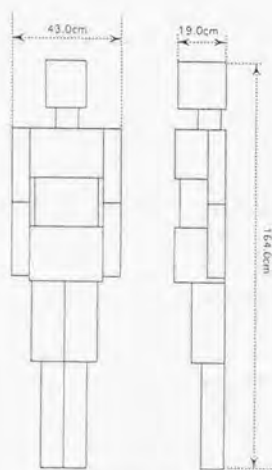
幼児ファントム



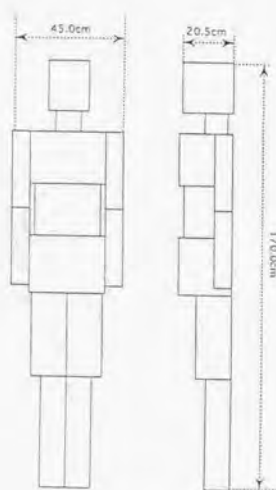
小人ファントム



中人ファントム

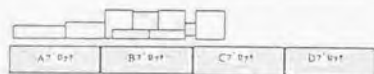
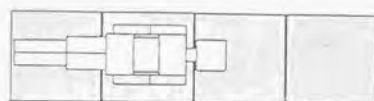


成人ファントム



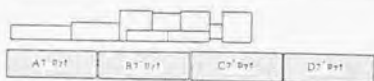
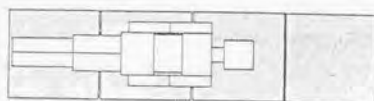
巨人ファントム

図 2-18 箱形ファントムの外観



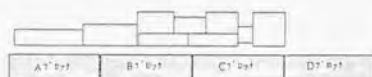
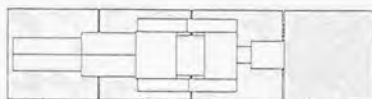
シンチレータ

幼年ファントム



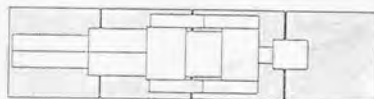
シンチレータ

小人ファントム



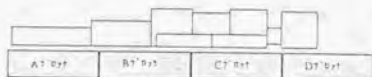
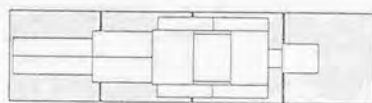
シンチレータ

中人ファントム



シンチレータ

成人ファントム



シンチレータ

巨人ファントム

図 2-19 ファントムとシンチレータの位置関係

計数効率の変化率

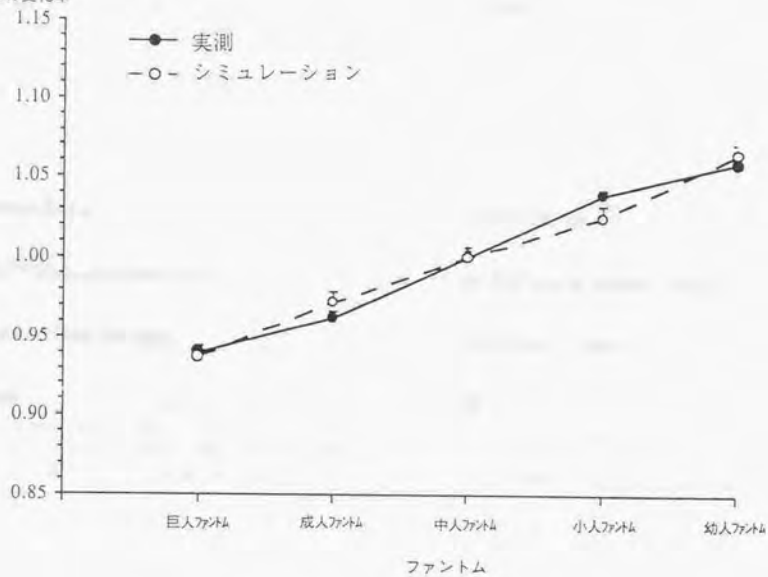


図2-20 ファントムの体格に伴う計数効率の変化率 (平均: 1.0)
全スペクトルを含むエネルギー範囲について

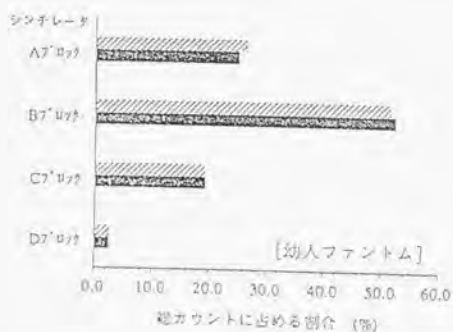
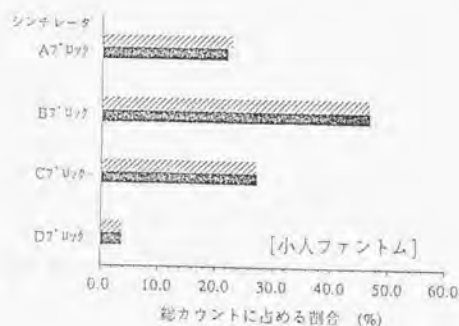
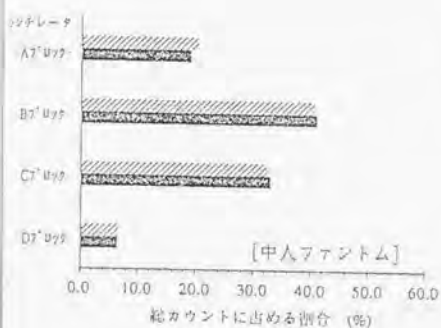
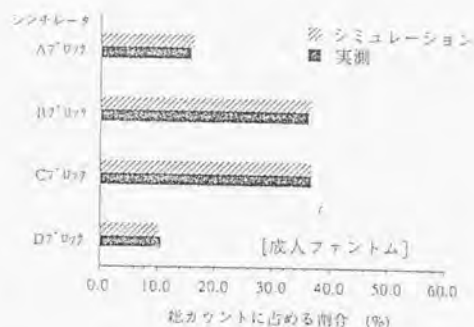
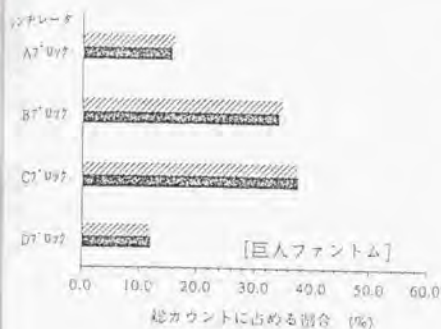


図2-21 総カウントに占める各シンチレータのカウントの割合

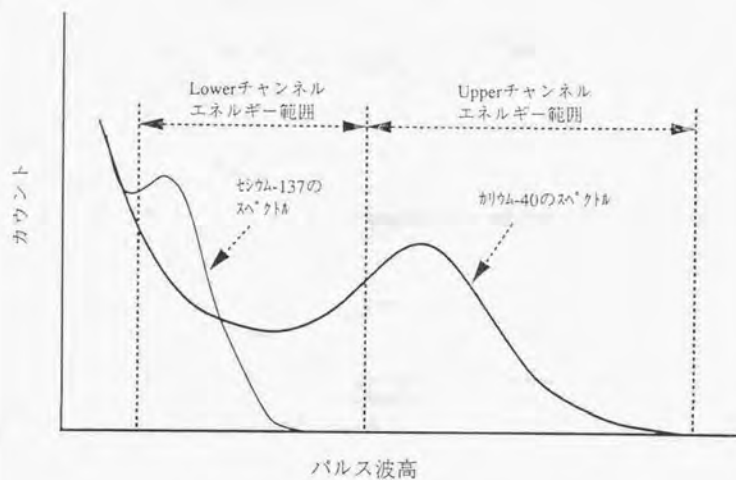


図 2-22 東大ヒューマンカウンターにおける 2 チャンネル波高分析

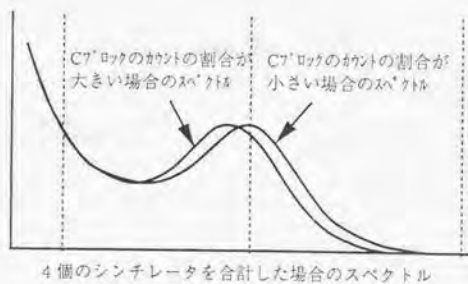
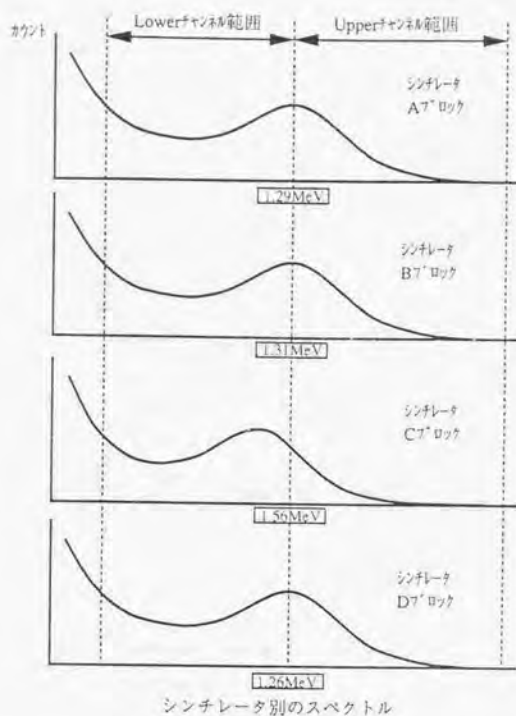
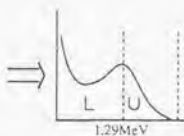


図 2-23 従来の 2 チャンネル波高分析の設定とスペクトルの形状

シンチレータ A



× 分解能 (13%)



$$U/(L+U)=0.196$$

シンチレータ B



× 分解能 (13%)



$$U/(L+U)=0.174$$

シンチレータ C

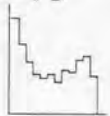


× 分解能 (15%)

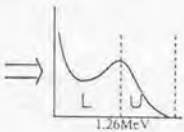


$$U/(L+U)=0.039$$

シンチレータ D



× 分解能 (15%)



$$U/(L+U)=0.198$$

シミュレーションによる
スペクトル

U の合計値

Upperチャンネルで
のカウント値

図2-24 Upperチャンネルにおける計数効率の求め方

計数効率の変化率

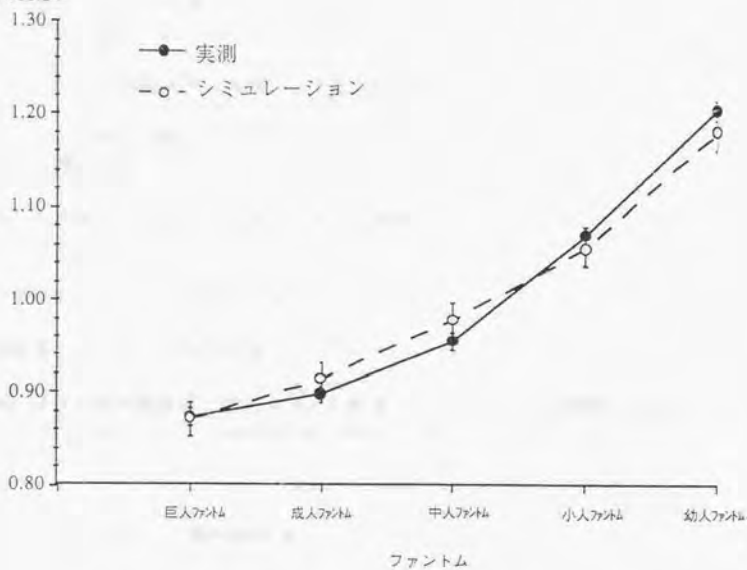


図 2-25 ファントムの体格に伴う計数効率の変化率 (平均: 1.0)
Upperチャンネルについて

- ①シンチレーターへの γ 線の入射
- ②シンチレーターとの相互作用
(主にコンプトン散乱であり、コンプトン電子を放出)
- ③シンチレーター内部励起または電離による放射線の吸収
- ④シンチレーター内部で消費されたエネルギーの光エネルギー
への変換 (発光効率)
- ⑤生じた光子が光電子増倍管の光電面へ到達する過程
(集光効率)
- ⑥光電面の光子の吸収および光電子の放射
- ⑦光電子増倍管における2次電子増倍
- ⑧電子装置による光電子増倍管の出力パルスの処理・分析

シミュレーションで
得られる結果

実験によるカウント数

図2-26 γ 線の検出の流れ

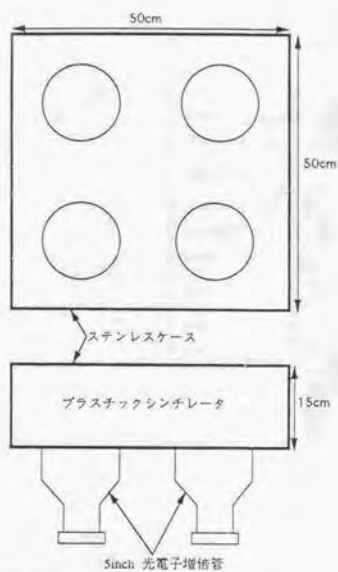
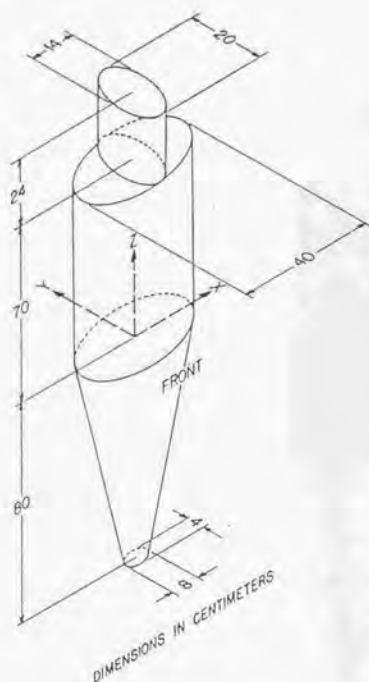


図 2-27 東大ヒューマンカウンターの
プラスチックシンチレータ



The Adult Human Phantom.

Dimensions and coordinate system of adult human phantom.

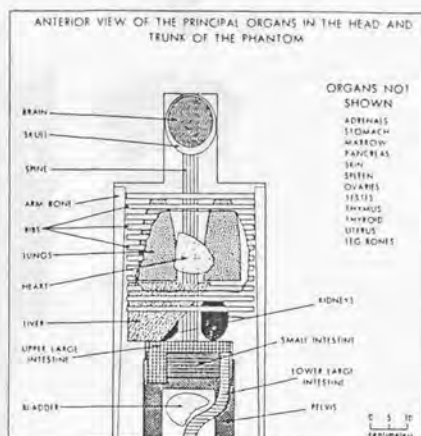


図3-1 MIRDファントムの外観と臓器、組織 [111]

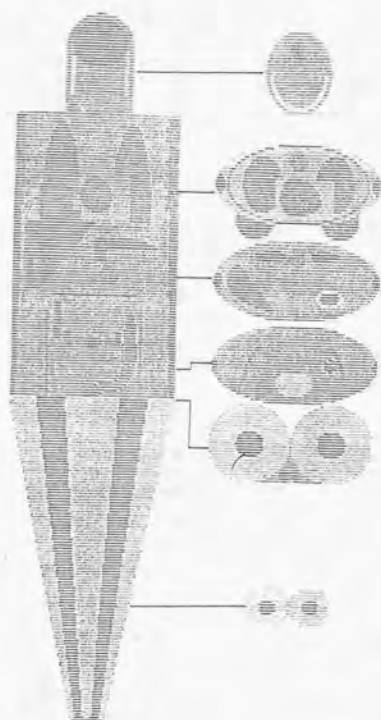


図3-2 本研究で用いたMIRDファントム [132]

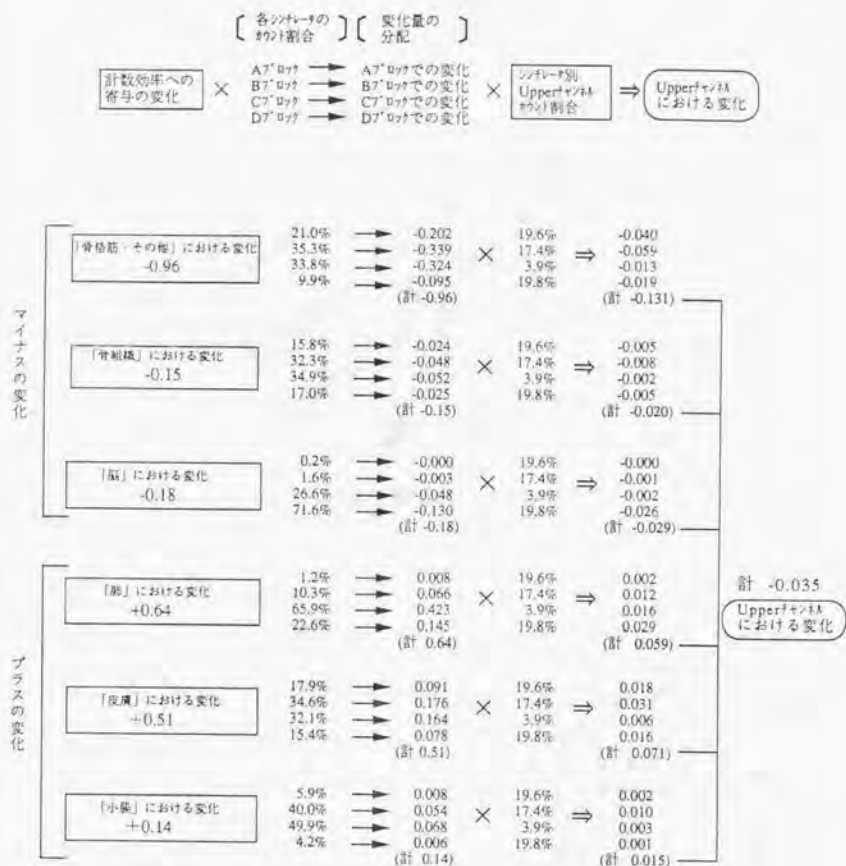


図 3-3 カリウム分布が均一と仮定した場合の Upper チャンネルにおける計数効率の変化とその計算過程

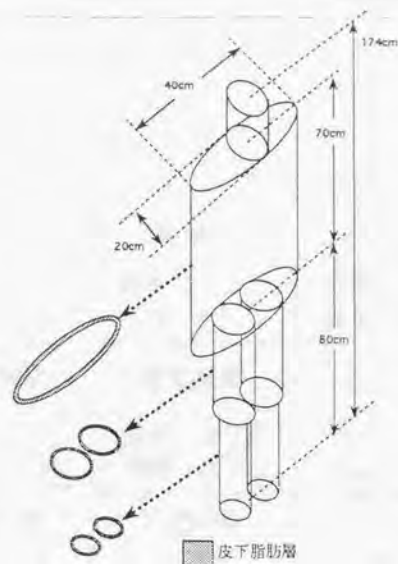


図 3-4 皮下脂肪層の検討に用いた人体モデル

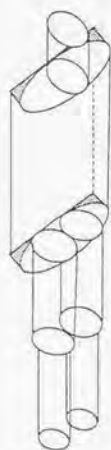


図 3-5 体幹の背部に軟組織を設定した人体モデル

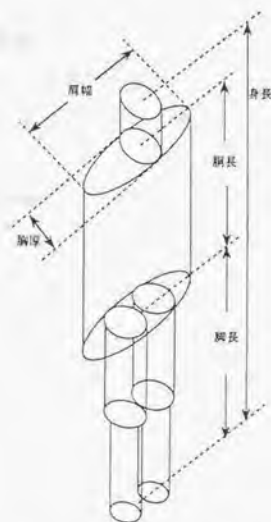


図 3-6 シミュレーションに用いる人体モデル

A V G

+

	+	人体モデルの 設定なし	モデルA 胸厚： + 肩幅： A V G	モデルB 胸厚： + 肩幅： +
		モデルC 胸厚： A V G 肩幅： -	モデルD 胸厚： A V G 肩幅： A V G	モデルE 胸厚： A V G 肩幅： +
		モデルF 胸厚： - 肩幅： -	モデルG 胸厚： - 肩幅： A V G	人体モデルの 設定なし

-

-

A V G

+

肩幅

A V G：各身長における胸厚、肩幅の標準値

+：各身長における標準値に1.5から2S.D.をプラスした値

-：各身長における標準値から1.5から2S.D.をマイナスした値

図4-1 各身長における人体モデルの体格の構成

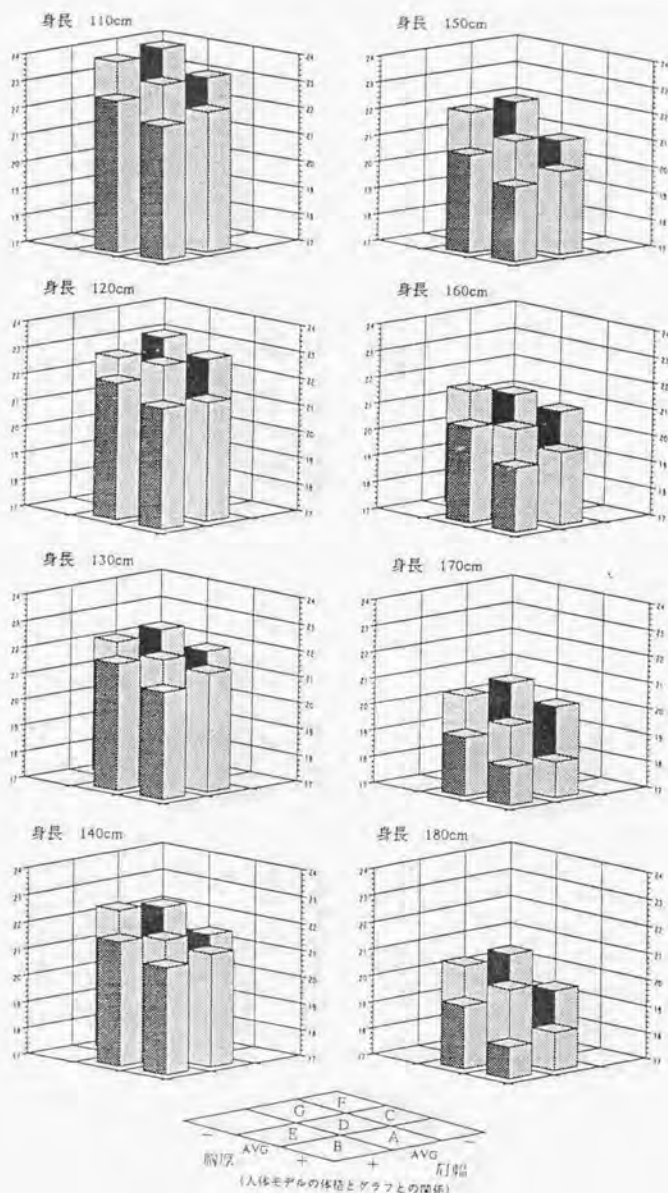


図4-2 全スペクトルを含むエネルギー範囲の体格別の計数効率

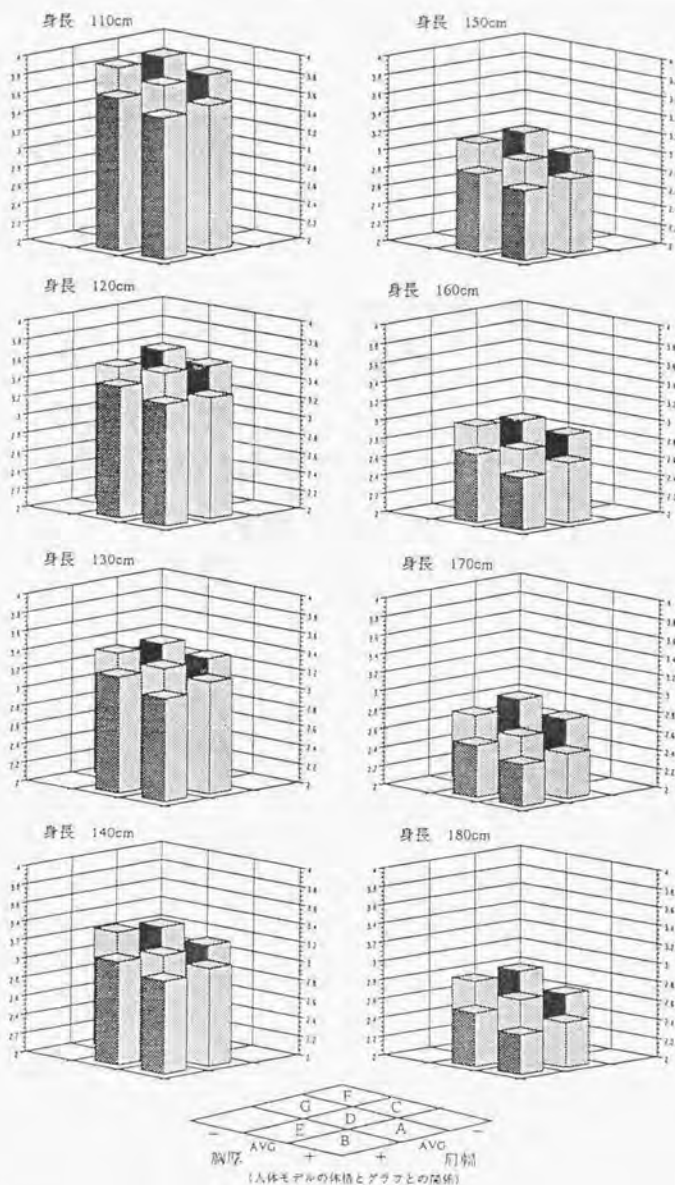


図4-3 Upperチャンネルにおける体格別の計数効率

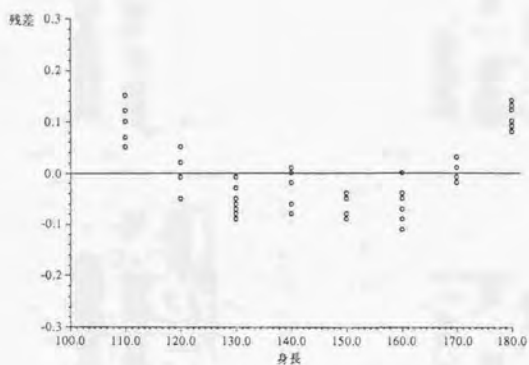


図 4-4 重回帰分析における残差

従属変数: Upperチャンネルでの計数効率
 独立変数: 身長、胸厚、肩幅

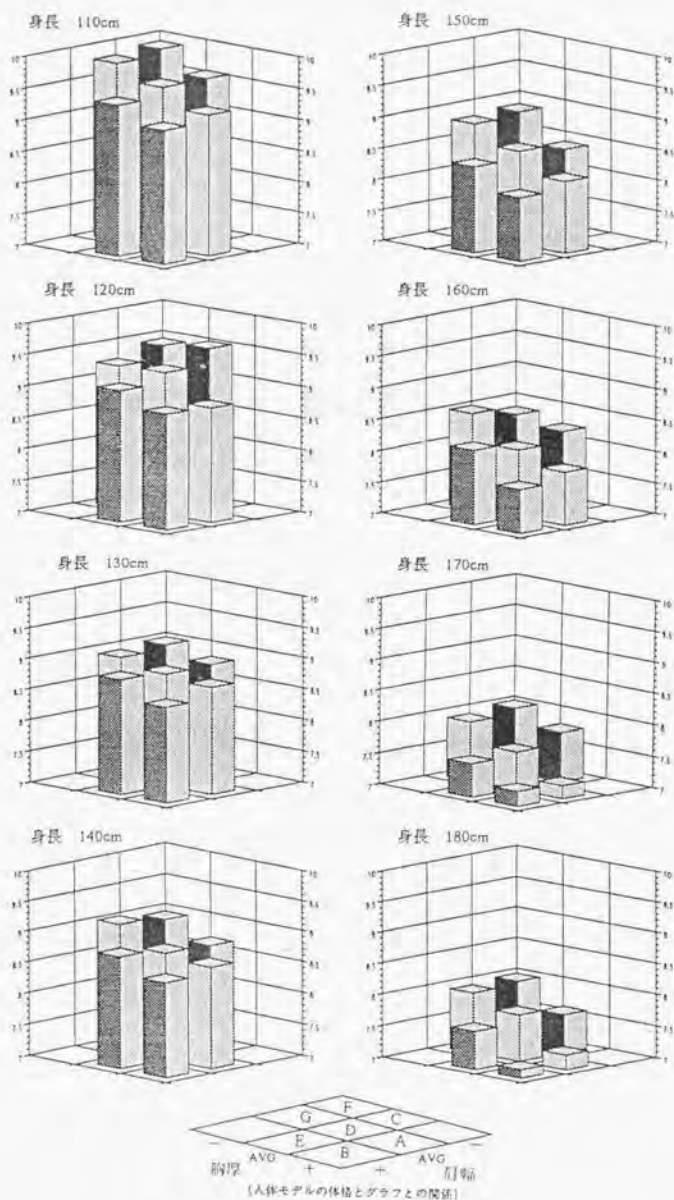


図4-5 1MeV以上のエネルギー範囲での体格別の計数効率

表

表1-1 ~ 表1-2

表2-1 ~ 表2-6

表3-1 ~ 表3-6

表4-1 ~ 表4-7

表 1-1 密度法、カリウム-40法、体水分量法、キャリパー法の長所と短所 [24]

Density: 密度法, Dilution methods: 体水分量法, ^{40}K counting: カリウム-40法,
Anthropometry: キャリパー法

Body composition techniques: advantages and disadvantages.		
	Advantages	Disadvantages
Density	Apparatus inexpensive Estimates LBM and fat simultaneously Nonhazardous Can be repeated frequently	Subject cooperation necessary for under-water weighing Unsuitable for young children, elderly Error from intestinal gas
^{40}K counting	No hazard Minimal subject cooperation Can be repeated frequently	Instrument expensive Proper calibration necessary Problem in interpretation in subjects with K deficiency
Dilution methods	Estimate body fluid volumes Inexpensive Great variety: Na, K, Cl (Br), H_2O	Radiation exposure (some materials) Blood samples needed (some materials) (some require several samples) Incomplete equilibration Na, K: overestimation by D_2O , THO ; value for ECF depends on method used; ^{18}O assay requires elaborate equipment
Anthropometry	Cheap Direct estimate of body fat, muscle mass	Poor precision in obese subjects, and in those with firm s.c. tissue Regional variation in subcutaneous fat layer; uncertainty ratio s.c.fat/total fat*

表 1-2 内外諸施設のホールボディーカウンターで測定された同一被検者の身体カリウム量(g)

	施設								
	東大('89)	N('87)	N('88)	N('89)	G('89)	G('90)	H('88)	D(')	Harwell('78)
男									
M.T.	134.6	113.1	106.5	111.9	123	125	122	142.1	119.6
Y.O.	123.5	128.4	122.2	129.4	138		133	155.6	
T.S.	147.7		160.4	157.7	148		150	151.9	
S.T.	114.4				125				
H.T.	160.2			152.5					
S.I.	121.7			123.6					
R.S.	61.9			45.8					
女									
M.R.	92.5			90.7		102	101		
Y.K.	63.2			54.5		72	77		
M.H.	116.1			103.6		108	107		

表2-1 シミュレーションで定義した材質

物質	材質の種類	材質密度	*組成(相対比率)
鉄	元素	7.86	Fe (100%)
アクリル	化合物	1.18	C ₅ H ₈ O ₂
NaI (Tl)	化合物	3.665	Na:1.0, I:1.0, Tl:0.1
空気	混合物	1.151×10^{-3}	N:0.774, O:0.256
プラスチック	混合物	1.03	C:0.50, H:0.50,
ステンレス	混合物	7.93	Fe:0.711, Cr:0.202, Ni:0.087
水	化合物	1.0	H:2.0, O:1.0
KCl	化合物	1.21	K:1.0, Cl:1.0

* 化合物では相対個数、混合物では相対部分密度を示す。

表2-2 標準線源についてのシミュレーションによるエネルギーベクトルに分解能をかけた際の分解能の大きさとピークのエネルギー値(MeV)との関係

核種	分 解 能					
	7%	9%	11%	13%	15%	17%
Cs-137	0.55	0.52	0.51	0.50	0.48	0.48
Co-60	1.08	1.07	1.06	1.04	1.04	1.02
K-137	1.33	1.31	1.30	1.29	1.27	1.25

表2-3 マルチチャンネル波高分析による標準線源の実測スペクトルのピークチャンネル値

核種	シンチレータ			
	Aブロック	Bブロック	Cブロック	Dブロック
Cs-137	188	182	152	185
Co-60	440	427	354	443
K-137	534	527	436	541

表2-4 箱形ファントムのサイズの詳細

小人ファントム					
	幅(cm)	厚さ(cm)	長さ(cm)	容積(l)	数
頭部	16.0	16.0	16.0	3.38	1
頸部	7.0	7.0	6.0	0.18	1
胸部	21.0	16.0	15.0	4.20	1
腹部	19.0	15.0	14.0	3.28	1
腰部	21.0	16.0	15.0	4.20	1
大腿部	9.0	9.0	22.0	1.34	2
下腿部	7.0	7.0	29.0	1.01	2
腕	5.0	5.0	20.0	0.30	4
				計	21.19
小人ファントム					
	幅(cm)	厚さ(cm)	長さ(cm)	容積(l)	数
頭部	16.0	17.0	16.0	3.60	1
頸部	8.0	8.0	7.0	0.29	1
胸部	24.0	17.0	16.0	5.52	1
腹部	21.0	16.0	16.0	4.50	1
腰部	24.0	17.0	18.0	6.26	1
大腿部	10.0	10.0	26.0	2.03	2
下腿部	8.0	8.0	34.0	1.62	2
腕	5.5	5.5	22.5	0.44	4
				計	29.23
中人ファントム					
	幅(cm)	厚さ(cm)	長さ(cm)	容積(l)	数
頭部	16.0	19.0	18.0	4.59	1
頸部	9.0	9.0	8.0	0.45	1
胸部	26.0	19.0	18.0	7.65	1
腹部	21.0	16.0	18.0	5.10	1
腰部	26.0	19.0	20.0	8.55	1
大腿部	12.0	12.0	30.0	3.51	2
下腿部	9.0	9.0	38.0	2.37	2
腕	6.5	6.5	27.5	0.80	4
				計	41.30
成人ファントム					
	幅(cm)	厚さ(cm)	長さ(cm)	容積(l)	数
頭部	15.0	19.0	19.0	4.54	1
頸部	9.0	9.0	8.0	0.51	1
胸部	29.0	20.0	20.0	10.11	1
腹部	25.0	18.0	20.0	7.75	1
腰部	29.0	20.0	22.0	11.17	1
大腿部	13.0	13.0	32.0	4.46	2
下腿部	9.0	9.0	42.0	2.62	2
腕	7.0	7.0	30.0	1.04	4
				計	52.40
巨人ファントム					
	幅(cm)	厚さ(cm)	長さ(cm)	容積(l)	数
頭部	15.0	20.5	20.0	5.19	1
頸部	10.0	9.0	8.0	0.50	1
胸部	30.0	21.0	21.0	11.60	1
腹部	26.0	19.0	21.0	9.00	1
腰部	30.0	21.0	23.0	12.76	1
大腿部	13.5	13.5	33.0	5.00	2
下腿部	9.5	9.5	44.0	3.13	2
腕	7.5	7.5	31.0	1.27	4
				計	60.35

表2-5 ファントムの体格に伴う計数効率の変動
(全スペクトルを含むエネルギー範囲について)

	巨人ファントム	成人ファントム	中人ファントム	小人ファントム	幼小ファントム	平均
<実測>						
カウント (300秒)	92709 ±371	94212 ±376	97915 ±382	101701 ±390	103752 ±402	98058
計数効率	15.33 ±0.06	15.68 ±0.06	16.30 ±0.06	16.94 ±0.06	17.27 ±0.07	16.30
<シミュレーション>						
計数効率	16.65 ±0.14	19.35 ±0.14	19.91 ±0.14	20.40 ±0.14	21.20 ±0.15	19.90
シミュレーション/実測 比	1.22	1.23	1.22	1.20	1.23	1.22

表2-6 ファントムの体格に伴う計数効率の変動
(Upperチャンネルについて)

	巨人ファントム	成人ファントム	中人ファントム	小人ファントム	幼小ファントム	平均
<実測>						
カウント (300秒)	11189 ±115	11495 ±124	12221 ±132	13689 ±136	15419 ±144	12803
計数効率	1.863 ±0.019	1.914 ±0.021	2.035 ±0.022	2.279 ±0.023	2.567 ±0.024	2.132
<シミュレーション>						
計数効率	2.418 ±0.049	2.533 ±0.050	2.710 ±0.052	2.925 ±0.054	3.273 ±0.057	2.772
シミュレーション/実測 比	1.30	1.32	1.33	1.28	1.27	1.30

表3-1 MIRDFアントムの元素組成

Element	Skeleton (gm)	Lungs (gm)	Total body minus skeleton and lungs (gm)
H	710	102	6,188
C	2,300	100	13,600
N	390	28	1,382
O	4,900	759	37,341
Mg	11	0.074	8.926
P	700	0.81	139.19
S	17	2.3	130.7
Ca	1,000	0.070	0
Cl	14	2.7	83.3
K	15	2.0	123
Na	32	1.9	76.1
Fe	0.81	0.37	3.72
Zn	0.48	0.011	1.909
Zr	0	0	0.47
Sr	0.32	5.9×10^{-4}	1.994×10^{-3}
Rb	0	3.7×10^{-3}	0.336
Pb	0.11	4.1×10^{-4}	9.59×10^{-4}
Total	10,091	999	59,078

表3-2 MIRDFアントムの臓器・組織別体積と設定したカリウム含有量

	体積(cc)	カリウム含有量(g)
骨組織	6974	15.00
肺	3370	1.90
脳	1346	4.20
小腸	1054	0.87
大腸	372	0.60
胃	152	0.21
心臓	739	0.72
肝臓	1833	4.50
腎臓	288	0.59
副腎	16	0.01
脾臓	176	0.23
膵臓	61	0.56
膀胱	46	0.06
膀胱 (内臓物)	203	0.20
甲状腺	20	0.02
胸腺	20	0.01
睾丸	38	0.07
皮膚	3007	2.20
骨格筋・その他	50622	108.04
合計	70336	140.00

表3-3 人体に近似してカリウム分布を設定した場合の臓器・組織別計数効率と全身の計数効率に対する臓器・組織別の寄与
(全エネルギースペクトルを含むエネルギー範囲の計数効率について)

	臓器・組織別	
	計数効率(%)	計数効率への寄与(%)
骨組織	18.68±0.31	2.00±0.03
肺	18.71±0.31	0.25±0.00
脳	16.69±0.29	0.50±0.01
小腸	15.50±0.28	0.10±0.00
大腸	15.01±0.27	0.06±0.00
胃	12.99±0.25	0.02±0.00
心臓	13.67±0.26	0.07±0.00
肝臓	15.54±0.28	0.50±0.01
腎臓	27.32±0.34	0.12±0.00
副腎	25.32±0.36	0.00±0.00
脾臓	17.05±0.29	0.03±0.00
膵臓	21.21±0.33	0.09±0.00
膀胱	12.87±0.25	0.01±0.00
膀胱(内蔵物)	12.70±0.25	0.02±0.00
甲状腺	11.66±0.24	0.00±0.00
胸腺	10.06±0.22	0.00±0.00
睾丸	9.84±0.22	0.01±0.00
皮膚	18.83±0.31	0.30±0.00
骨格筋・その他	18.46±0.30	14.24±0.23
		計 18.31±0.30%
		(全身の計数効率)

表3-4 カリウム分布が均一と仮定した場合の臓器・組織別カリウム含有量と全身の計数効率に対する臓器・組織別の寄与

	カリウム含有量(g)	計数効率への寄与(%)	均一分布を仮定することで
			計数効率への寄与に生じる変化
骨組織	13.88	1.85±0.03	-0.15
肺	6.71	0.90±0.01	0.64
脳	2.68	0.32±0.01	-0.18
小腸	2.10	0.23±0.00	0.14
大腸	0.74	0.08±0.00	0.02
胃	0.30	0.03±0.00	0.01
心臓	1.47	0.14±0.00	0.07
肝臓	3.65	0.41±0.01	-0.09
腎臓	0.57	0.11±0.00	0.00
副腎	0.03	0.01±0.00	0.00
脾臓	0.35	0.04±0.00	0.01
膵臓	0.12	0.02±0.00	-0.07
膀胱	0.09	0.01±0.00	0.00
膀胱(内蔵物)	0.40	0.04±0.00	0.02
甲状腺	0.04	0.00±0.00	0.00
胸腺	0.04	0.00±0.00	0.00
睾丸	0.08	0.01±0.00	0.00
皮膚	5.99	0.81±0.01	0.51
骨格筋・その他	100.76	13.28±0.22	-0.96
		計 18.28±0.30%	
		(全身の計数効率)	

表3-5 骨組織と肺の材質設定と全身の計数効率

	設定した臓器, 組織	計数効率
ファントム [1]	軟組織, 骨組織, 肺,	18.28 ± 0.21
ファントム [2]	軟組織, 骨組織	18.08 ± 0.21
ファントム [3]	軟組織, 肺	18.54 ± 0.22
ファントム [4]	軟組織のみ	18.35 ± 0.21

表3-6 皮下脂肪層の厚さと計数効率

	皮下脂肪層の厚さ (mm)				計数効率
	頭部	胴	大腿	下腿	
ファントム A	0	0	0	0	18.24 ± 0.21
ファントム B	5	5	5	5	18.14 ± 0.21
ファントム C	5	10	10	5	18.33 ± 0.21
ファントム D	5	15	15	10	18.11 ± 0.21
ファントム E	5	20	20	10	18.28 ± 0.21
ファントム F	5	25	20	10	18.33 ± 0.21

表4-1 設定した人体モデルの体格の詳細

モデル		胸厚 cm	肩幅 cm	脚長 cm	肘長 cm	大腿囲 cm	下腿囲 cm	
身長: 110.0cm								
モデル A	胸厚+	肩幅AVG	14.6	24.0	48.5	40.0	31.4	22.0
モデル B	胸厚+	肩幅+	14.6	26.0	48.5	40.0	31.4	22.0
モデル C	胸厚AVG	肩幅-	13.0	22.0	48.5	40.0	31.4	22.0
モデル D	胸厚AVG	肩幅AVG	13.0	24.0	48.5	40.0	31.4	22.0
モデル E	胸厚AVG	肩幅+	13.0	26.0	48.5	40.0	31.4	22.0
モデル F	胸厚-	肩幅-	11.4	22.0	48.5	40.0	31.4	22.0
モデル G	胸厚-	肩幅AVG	11.4	24.0	48.5	40.0	31.4	22.0
身長: 120.0cm								
モデル A	胸厚+	肩幅AVG	15.6	25.6	54.0	42.9	33.9	23.9
モデル B	胸厚+	肩幅+	15.6	28.2	54.0	42.9	33.9	23.9
モデル C	胸厚AVG	肩幅-	14.0	23.0	54.0	42.9	33.9	23.9
モデル D	胸厚AVG	肩幅AVG	14.0	25.6	54.0	42.9	33.9	23.9
モデル E	胸厚AVG	肩幅+	14.0	28.2	54.0	42.9	33.9	23.9
モデル F	胸厚-	肩幅-	12.4	23.0	54.0	42.9	33.9	23.9
モデル G	胸厚-	肩幅AVG	12.4	25.6	54.0	42.9	33.9	23.9
身長: 130.0cm								
モデル A	胸厚+	肩幅AVG	16.0	27.4	58.7	46.3	37.7	25.1
モデル B	胸厚+	肩幅+	16.0	31.0	58.7	46.3	37.7	25.1
モデル C	胸厚AVG	肩幅-	14.4	23.8	58.7	46.3	37.7	25.1
モデル D	胸厚AVG	肩幅AVG	14.4	27.4	58.7	46.3	37.7	25.1
モデル E	胸厚AVG	肩幅+	14.4	31.0	58.7	46.3	37.7	25.1
モデル F	胸厚-	肩幅-	12.8	23.8	58.7	46.3	37.7	25.1
モデル G	胸厚-	肩幅AVG	12.8	27.4	58.7	46.3	37.7	25.1
身長: 140.0cm								
モデル A	胸厚+	肩幅AVG	16.8	29.6	63.6	49.7	39.6	28.3
モデル B	胸厚+	肩幅+	16.8	33.2	63.6	49.7	39.6	28.3
モデル C	胸厚AVG	肩幅-	15.0	26.0	63.6	49.7	39.6	28.3
モデル D	胸厚AVG	肩幅AVG	15.0	29.6	63.6	49.7	39.6	28.3
モデル E	胸厚AVG	肩幅+	15.0	33.2	63.6	49.7	39.6	28.3
モデル F	胸厚-	肩幅-	13.2	26.0	63.6	49.7	39.6	28.3
モデル G	胸厚-	肩幅AVG	13.2	29.6	63.6	49.7	39.6	28.3

(次頁につづく)

表4-1 設定した人体モデルの体格の詳細 (前頁のつづき)

モデル			胸厚	肩幅	身長	腕長	大腿囲	下腿囲
身長: 150.0cm								
モデルA	胸厚+	肩幅AVG	18.0	31.6	70.0	52.0	42.1	31.4
モデルB	胸厚+	肩幅+	18.0	35.2	70.0	52.0	42.1	31.4
モデルC	胸厚AVG	肩幅-	18.0	28.0	70.0	52.0	42.1	31.4
モデルD	胸厚AVG	肩幅AVG	16.0	31.6	70.0	52.0	42.1	31.4
モデルE	胸厚AVG	肩幅+	16.0	35.2	70.0	52.0	42.1	31.4
モデルF	胸厚-	肩幅-	14.0	28.0	70.0	52.0	42.1	31.4
モデルG	胸厚-	肩幅AVG	14.0	31.6	70.0	52.0	42.1	31.4
身長: 160.0cm								
モデルA	胸厚+	肩幅AVG	19.0	34.0	76.5	58.5	50.2	32.7
モデルB	胸厚+	肩幅+	19.0	37.6	76.5	58.5	50.2	32.7
モデルC	胸厚AVG	肩幅-	16.6	30.4	76.5	58.5	44.0	32.7
モデルD	胸厚AVG	肩幅AVG	16.6	34.0	76.5	58.5	44.0	32.7
モデルE	胸厚AVG	肩幅+	16.6	37.6	76.5	58.5	44.0	32.7
モデルF	胸厚-	肩幅-	14.2	30.4	76.5	58.5	44.0	32.7
モデルG	胸厚-	肩幅AVG	14.2	34.0	76.5	58.5	44.0	32.7
身長: 170.0cm								
モデルA	胸厚+	肩幅AVG	21.0	37.0	80.0	63.0	56.5	35.8
モデルB	胸厚+	肩幅+	21.0	40.6	80.0	63.0	56.5	35.8
モデルC	胸厚AVG	肩幅-	18.6	33.4	80.0	63.0	50.2	35.8
モデルD	胸厚AVG	肩幅AVG	18.6	37.0	80.0	63.0	50.2	35.8
モデルE	胸厚AVG	肩幅+	18.6	40.6	80.0	63.0	50.2	35.8
モデルF	胸厚-	肩幅-	16.2	33.4	80.0	63.0	50.2	35.8
モデルG	胸厚-	肩幅AVG	16.2	37.0	80.0	63.0	50.2	35.8
身長: 180.0cm								
モデルA	胸厚+	肩幅AVG	21.0	37.0	84.7	66.7	56.5	35.8
モデルB	胸厚+	肩幅+	21.0	40.6	84.7	66.7	56.5	35.8
モデルC	胸厚AVG	肩幅-	18.6	33.4	84.7	66.7	50.2	35.8
モデルD	胸厚AVG	肩幅AVG	18.6	37.0	84.7	66.7	50.2	35.8
モデルE	胸厚AVG	肩幅+	18.6	40.6	84.7	66.7	50.2	35.8
モデルF	胸厚-	肩幅-	16.2	33.4	84.7	66.7	50.2	35.8
モデルG	胸厚-	肩幅AVG	16.2	37.0	84.7	66.7	50.2	35.8

表4-2 シミュレーションで求めた各人体モデルの計数効率の一覧

モデル	計数効率(1)※	計数効率(2)※	計数効率(3)※
身長: 110.0cm			
モデルA	22.23 ± 0.24	3.59 ± 0.09	9.27 ± 0.15
モデルB	21.98 ± 0.23	3.55 ± 0.09	9.16 ± 0.15
モデルC	22.96 ± 0.24	3.74 ± 0.10	9.58 ± 0.15
モデルD	22.98 ± 0.24	3.72 ± 0.10	9.58 ± 0.15
モデルE	22.63 ± 0.24	3.67 ± 0.10	9.43 ± 0.15
モデルF	23.76 ± 0.24	3.84 ± 0.10	9.91 ± 0.16
モデルG	23.54 ± 0.24	3.82 ± 0.10	9.82 ± 0.16
身長: 120.0cm			
モデルA	21.49 ± 0.23	3.31 ± 0.09	8.83 ± 0.15
モデルB	21.55 ± 0.23	3.32 ± 0.09	8.85 ± 0.15
モデルC	22.49 ± 0.24	3.48 ± 0.09	9.25 ± 0.15
モデルD	22.54 ± 0.24	3.48 ± 0.09	9.26 ± 0.15
モデルE	22.16 ± 0.24	3.42 ± 0.09	9.10 ± 0.15
モデルF	22.96 ± 0.24	3.55 ± 0.09	9.44 ± 0.15
モデルG	22.48 ± 0.24	3.46 ± 0.09	9.24 ± 0.15
身長: 130.0cm			
モデルA	21.53 ± 0.23	3.19 ± 0.09	8.71 ± 0.15
モデルB	21.10 ± 0.23	3.10 ± 0.09	8.53 ± 0.15
モデルC	21.74 ± 0.23	3.26 ± 0.09	8.81 ± 0.15
モデルD	21.71 ± 0.23	3.24 ± 0.09	8.79 ± 0.15
モデルE	21.85 ± 0.23	3.24 ± 0.09	8.84 ± 0.15
モデルF	22.22 ± 0.24	3.32 ± 0.09	9.00 ± 0.15
モデルG	22.05 ± 0.23	3.31 ± 0.09	8.93 ± 0.15
身長: 140.0cm			
モデルA	21.29 ± 0.23	3.04 ± 0.09	8.62 ± 0.15
モデルB	21.08 ± 0.23	2.99 ± 0.09	8.52 ± 0.15
モデルC	21.38 ± 0.23	3.10 ± 0.09	8.67 ± 0.15
モデルD	21.49 ± 0.23	3.08 ± 0.09	8.70 ± 0.15
モデルE	21.73 ± 0.23	3.10 ± 0.09	8.79 ± 0.15
モデルF	22.07 ± 0.23	3.20 ± 0.09	8.95 ± 0.15
モデルG	22.26 ± 0.24	3.23 ± 0.09	9.02 ± 0.15

(次頁につづく)

- ※ 計数効率(1): 全エネルギースペクトルを含むエネルギー範囲における計数効率
 計数効率(2): Upperチャンネル(従来の設定)における計数効率
 計数効率(3): 1MeV以上のエネルギー範囲における計数効率

表4-2 シミュレーションで求めた各人体モデルの計数効率の一覧 (前頁のつづき)

モデル	計数効率 (1) ※	計数効率 (2) ※	計数効率 (3) ※
身長: 150.0cm			
モデルA	20.15 ± 0.22	2.80 ± 0.08	8.16 ± 0.14
モデルB	19.82 ± 0.22	2.75 ± 0.08	8.03 ± 0.14
モデルC	20.73 ± 0.23	2.92 ± 0.09	8.41 ± 0.14
モデルD	20.98 ± 0.23	2.92 ± 0.09	8.51 ± 0.15
モデルE	20.71 ± 0.23	2.85 ± 0.08	8.39 ± 0.14
モデルF	21.87 ± 0.23	3.06 ± 0.09	8.87 ± 0.15
モデルG	21.74 ± 0.23	3.02 ± 0.09	8.81 ± 0.15
身長: 160.0cm			
モデルA	19.73 ± 0.22	2.65 ± 0.08	7.86 ± 0.14
モデルB	19.40 ± 0.22	2.57 ± 0.08	7.72 ± 0.14
モデルC	20.64 ± 0.23	2.79 ± 0.08	8.23 ± 0.14
モデルD	20.25 ± 0.22	2.71 ± 0.08	8.07 ± 0.14
モデルE	20.59 ± 0.23	2.74 ± 0.08	8.20 ± 0.14
モデルF	20.94 ± 0.23	2.86 ± 0.08	8.36 ± 0.14
モデルG	21.34 ± 0.23	2.88 ± 0.08	8.51 ± 0.15
身長: 170.0cm			
モデルA	18.35 ± 0.21	2.48 ± 0.08	7.21 ± 0.13
モデルB	18.45 ± 0.21	2.45 ± 0.08	7.24 ± 0.13
モデルC	19.81 ± 0.22	2.66 ± 0.08	7.78 ± 0.14
モデルD	19.36 ± 0.22	2.57 ± 0.08	7.60 ± 0.14
モデルE	19.22 ± 0.22	2.56 ± 0.08	7.54 ± 0.14
モデルF	20.38 ± 0.23	2.77 ± 0.08	8.01 ± 0.14
モデルG	20.16 ± 0.22	2.69 ± 0.08	7.92 ± 0.14
身長: 180.0cm			
モデルA	18.45 ± 0.21	2.48 ± 0.08	7.24 ± 0.13
モデルB	18.20 ± 0.21	2.43 ± 0.08	7.14 ± 0.13
モデルC	19.34 ± 0.22	2.61 ± 0.08	7.60 ± 0.14
モデルD	19.69 ± 0.22	2.63 ± 0.08	7.73 ± 0.14
モデルE	19.40 ± 0.22	2.57 ± 0.08	7.61 ± 0.14
モデルF	20.32 ± 0.23	2.77 ± 0.08	7.99 ± 0.14
モデルG	20.21 ± 0.22	2.74 ± 0.08	7.94 ± 0.14

表4-3 変数間の相関係数

	身長	胸厚	肩幅	n=56		
				計数効率 (1)	計数効率 (2)	計数効率 (3)
身長	1.00					
胸厚	0.77	1.00				
肩幅	0.87	0.83	1.00			
計数効率 (1)	-0.88	-0.96	-0.89	1.00		
計数効率 (2)	-0.95	-0.88	-0.91	0.96	1.00	
計数効率 (3)	-0.92	-0.94	-0.91	0.99	0.98	1.00

表4-4 重回帰分析の結果

従属変数: 全エネルギーヘルムを含むエネルギー範囲の計数効率

n=56		
	偏回帰係数	偏回帰係数
身長	-0.01764** ±0.00533	-0.02030** ±0.00407
胸厚	-0.36184** ±0.04324	-0.37831** ±0.03790
肩幅	-0.01992 ±0.02618	—
回帰定数	29.942** ±0.401	29.974** ±0.404
重相関係数	0.987	0.987
*p<0.05 **p<0.01	±95%信頼区間	

表4-5 重回帰分析の結果

従属変数: (p-1)エネルギーの計数効率

n=56			
	偏回帰係数	偏回帰係数	偏回帰係数
身長	-0.01804** ±0.00191	-0.05328** ±0.00578	-0.05525** ±0.00663
身長2乗	—	-0.0001493** ±0.0000198	0.0001522** ±0.0000229
胸厚	-0.04707** ±0.01551	-0.05321** ±0.00672	-0.06057** ±0.00674
肩幅	-0.01083* ±0.00939	-0.00880** ±0.00405	—
回帰定数	5.572** ±0.144	8.654** ±0.413	8.727** ±0.478
重相関係数	0.981	0.997	0.995
*p<0.05 **p<0.01	±95%信頼区間		

表4-6 重回帰分析の結果

従属変数: 1.0MeV以上のエネルギー範囲の計数効率

n=56		
	偏回帰係数	偏回帰係数
身長	-0.01357** ±0.00267	-0.01493** ±0.00204
胸厚	-0.14737** ±0.02165	-0.15579** ±0.01899
肩幅	-0.01019 ±0.01311	—
回帰定数	13.111** ±0.201	13.128** ±0.202
重相関係数	0.988	0.988
*p<0.05 **p<0.01	±95%信頼区間	

表4-7 ファントム法で校正した場合とシミュレーションによる校正法を応用した場合の被検者の体脂肪率

被検者	性	身長(cm)	体重(kg)	胸厚(cm)	体脂肪率 [%]			参照値法 (長留の式)
					ファントム法		(シミュレーション法)	
					(用いたファントム)	シミュレーション		
<ファントム法による校正では体脂肪率が低くなるケース>								
A A	男	173.0	57.0	17.6	-5.1 (仮)	0.2	5.3	11.0
A B	男	164.7	53.6	17.0	-3.5 (仮)	4.3	7.8	10.2
A C	男	168.4	60.0	18.5	-3.3 (仮)	0.0	3.3	9.6
A D	男	174.3	64.7	19.6	-1.9 (仮)	-1.4	0.5	9.2
A E	男	174.4	56.1	17.0	-0.4 (仮)	5.1	5.5	10.9
A F	男	173.0	53.8	18.1	2.7 (仮)	6.7	4.0	14.9
A G	男	171.3	67.0	17.7	3.4 (仮)	7.7	4.3	17.7
A H	男	172.8	70.7	18.3	3.6 (仮)	6.6	3.0	11.7
A I	男	169.5	56.9	19.2	4.2 (仮)	5.9	1.7	11.4
A J	男	163.6	55.0	17.2	4.5 (仮)	12.5	8.0	13.4
A K	男	174.3	62.3	16.7	4.6 (仮)	11.2	6.6	13.0
A L	男	178.8	65.5	18.6	4.6 (仮)	6.4	7.8	11.3
A M	男	170.6	70.5	20.0	4.9 (仮)	4.0	-0.9	11.1
A N	男	184.6	62.5	17.5	4.9 (仮)	9.7	4.8	12.9
B A	女	155.0	45.5	14.8	1.9 (中)	13.2	11.3	13.8
B B	女	163.7	55.3	16.7	9.9 (仮)	16.8	6.9	15.0
B C	女	161.3	45.0	15.5	11.3 (中)	15.2	3.9	16.9
B D	女	165.0	58.0	17.3	11.7 (仮)	19.1	7.4	20.7
<被検者の体格が校正用ファントムより大きいケース>								
C A	男	179.5	75.7	21.2	10.9 (巨)	7.1	-3.8	12.5
C B	男	176.3	81.2	21.1	20.2 (巨)	16.2	-4.0	14.5
C C	男	169.0	90.3	22.0	23.3 (巨)	19.2	-4.1	17.8
C D	男	174.2	80.5	22.1	27.0 (巨)	25.8	-1.2	18.4
C E	男	173.1	104.3	23.0	43.5 (巨)	39.9	-3.6	27.1
<被検者と校正用ファントムの体格がほぼ等しいケース>								
D A	男	172.5	73.0	20.5	11.7 (巨)	10.0	-1.7	11.3
D B	男	165.5	78.6	19.8	15.1 (巨)	16.1	1.0	16.6
D C	男	168.6	74.7	19.4	18.4 (巨)	17.6	-0.8	18.3
D D	男	166.2	67.1	20.0	19.2 (仮)	19.7	0.5	14.8
D E	男	167.3	75.0	20.2	21.6 (巨)	21.2	-0.4	17.8
D F	男	167.6	72.4	20.1	22.4 (仮)	22.6	0.2	22.3
D G	男	163.0	83.2	19.4	28.1 (仮)	29.6	1.5	20.1

巨人ファントム…身長170.0cm、胸厚20.5cm
 成人ファントム…身長164.0cm、胸厚19.0cm
 中人ファントム…身長150.0cm、胸厚19.0cm

付 録

- 付録 1 汎用ユーザズ版E G S 4 の入力データの例
- 付録 2 汎用ユーザズ版E G S 4 の出力結果の例
- 付録 3 断面積データ作成のための前処理プログラム
P E G S 4 の入力例

60	RPP	0	7.5	22.5	30.	3	45.
61	RPP	0.5	7.	23.	29.5	3.5	33.5
62	RPP	0	7.	23.	29.5	3.5	33.5
63	RPP	-1.00+00	1.00+00	-1.00+00	1.00+00	-1.00+00	1.00+00
64	RPP	-1.00+09	1.00+09	-1.00+09	1.00+09	-1.00+09	1.00+09
65	RCC	30.5	97.5	44.7	0.	-10.2	0.
66	END	+1	-2				6.35
67	R01	+2					
68	R02	+3					
69	R03	+4					
70	R04	+5					
71	R05	+6					
72	R06	+7					
73	R18	+8					
74	R10	+10					
75	R11	+11					
76	R12	+12					
77	R19	+9					
78	R11	+11					
79	R07	+5	-6	-7	-8	-9	-10
80	R08	+3	-4	-5	-6	-7	-8
81	R09	+8	-1				
82	R10	+9	-2				
83	R01	+4	-7	-14			
84	A20	+20	-21				
85	P21	+21	-22	-23			
86	M22	+22					
87	M23	+23					
88	M24	+24					
89	A12	+15	-20				
90	U03	+47	-15				
91	A24	+24	-25				
92	P25	+25	-26	-27			
93	M26	+26					
94	M27	+27	-28				
95	U04	+16	-17				
96	A18	+16	-17				
97	P17	+17	-18	-19			
98	M18	+18					
99	M19	+19					
100	U05	+7	-16				
101	M20	+20					
102	P42	+42	-45	-46			
103	M45	+45					
104	M46	+46					
105	U06	+47	-43				
106	A20	+28	-29				
107	P29	+29	-30				
108	M30	+30					
109	U07	+47	-28				
110	A31	+31	-32				
111	P32	+32	-33				
112	M33	+33					
113	U08	+27	-31				
114	M34	+34	-35				
115	P35	+35	-36				
116	M36	+36					
117	U09	+47	-34				
118	A37	+37	-38				
119	P38	+38	-39				
120	M39	+39					
121	U10	+47	-37				
122	A38	+40	-41				
123	P39	+41	-42				
124	M42	+42					
125	U11	+47	-40				

付録1 汎用ユーザズ版EGS4の入力データの例 前頁のつづき
(巨人ファントムの入力例)

```

124 END
125 5941
126 1350 0
127 1 2 3 -1 2 5 8 9 10 4 4 4 6 4 0
128 130 0
129 1 2 3 -1 2 5 8 9 10 4 4 4 6 4 0
130 1 2 3 -1 2 5 8 9 10 4 4 4 6 4 0
131 4 2 7 7 -1000
132 4 -1000
133 4 2 7 7 -1000
134 4 2 7 7 -1000
135 4 2 7 7 -1000
136 4 2 7 7 -1000
137 4 2 7 7 -1000
138 4 2 7 7 -1000
139 4 2 7 7 -1000
140 4 2 7 7 -1000
141 4 2 7 7 -1000
142 1014 1 2 1 3 0 2 5 -2 6
143 1024 7 8 9 10 11 7
144 1140
145 PHOTON VOLUME 1 1.0E+0
146 ZONE 7 32.80 92.80 99.90 129.90 22.8 205.80 0. 0. 0.
147 14608 1.4608 1.0 1.0
148 0
149 END SOURCE
150 0
151 END EXPONENTIAL TRANSFORM
152 25 2410.0001 1.4608
153 END ENERGY BIN FOR DEPOSITED ENERGY
154 1 0.0 1.2
155 1 0.0 1.2
156 1 0.0 1.2
157 2 0.0 1.2
158 3 0.0 1.2
159 4 0.0 1.2
160 5 0.0 1.2
161 6 0.0 1.2
162 7 0.0 1.2
163 8 0.0 0.543
164 9 0.0 0.543
165 10 0.0 0.543
166 END CUT OFF
167 0.0 0.0
168 END ESTEPE
169 0
170 END BFIELD

```

MEMBER KYOJIMA OF C31864.DPHNTH1.DATA LIST END

付録1 汎用ユーザ版EGS4の入力データの例 前頁のつづき
(巨人ファントムの入力例)

汎用ユーザズ版E G S 4 の出力結果の例
 (付録1を入力データとした場合)
 プラスチックシンチレータにおける γ 線の反応

GRP.	MIN. ENERGY	MAX. ENERGY	DEPOSITED FRACTION	CUMULATIVE FRACTION	FSDX	DEPOSITED ENERGY(MeV)	FSD Z
1	1.000E-04	5.852E-02	0.7120	0.71	3.73	2.086E-04	4.30
2	5.115E-03	1.169E-01	0.5560	1.27	4.23	4.843E-04	4.31
3	1.169E-01	1.753E-01	0.4160	1.68	4.89	6.038E-04	4.92
4	1.753E-01	2.921E-01	0.2850	1.97	5.92	5.747E-04	5.94
5	2.921E-01	3.567E-01	0.2260	2.19	6.64	5.923E-04	6.64
6	3.567E-01	4.091E-01	0.1250	2.32	7.55	5.584E-04	7.56
7	4.091E-01	4.675E-01	0.1200	2.44	8.01	4.693E-04	8.02
8	4.675E-01	5.259E-01	0.1300	2.57	8.43	4.642E-04	8.43
9	5.259E-01	5.843E-01	0.1040	2.75	8.80	5.741E-04	8.81
10	5.843E-01	6.428E-01	0.0910	2.94	10.48	5.570E-04	10.48
11	6.428E-01	7.012E-01	0.0990	3.04	10.05	6.672E-04	10.05
12	7.012E-01	7.596E-01	0.0990	3.14	10.05	7.204E-04	10.05
13	7.596E-01	8.180E-01	0.1010	3.24	9.95	7.980E-04	9.95
14	8.180E-01	8.765E-01	0.0780	3.32	11.32	6.591E-04	11.32
15	8.765E-01	9.349E-01	0.0830	3.40	10.97	7.497E-04	10.97
16	9.349E-01	9.933E-01	0.0920	3.49	10.42	8.870E-04	10.42
17	9.933E-01	1.051E+00	0.0960	3.59	10.20	9.790E-04	10.20
18	1.051E+00	1.109E+00	0.0970	3.69	10.15	1.051E-03	10.15
19	1.109E+00	1.167E+00	0.1160	3.80	9.28	1.322E-03	9.28
20	1.167E+00	1.227E+00	0.1420	3.94	8.39	1.700E-03	8.39
21	1.227E+00	1.285E+00	0.1610	4.11	7.87	2.021E-03	7.88
22	1.285E+00	1.343E+00	0.1620	4.27	7.85	2.132E-03	7.85
23	1.343E+00	1.402E+00	0.2000	4.49	6.89	2.888E-03	6.89
24	1.402E+00	1.460E+00	0.1900	4.67	7.25	2.717E-03	7.25
25					2.511E-02		1.95
TOTAL							

SCITATION COUNTER RESPONSE CALCULATION

```

0.43E-04 1.48E-03 2.11E-03 2.79E-03 3.38E-03 4.01E-03 4.65E-03 5.28E-03 5.92E-03 6.55E-03
-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
1 1.0000E-04- 5.0520E-02 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
2 5.8528E-02- 1.1696E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
3 1.1696E-01- 1.7530E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
4 1.7530E-01- 2.3381E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
5 2.3381E-01- 2.9224E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
6 2.9224E-01- 3.5067E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
7 3.5067E-01- 4.0910E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
8 4.0910E-01- 4.6752E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
9 4.6752E-01- 5.2595E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
10 5.2595E-01- 5.8438E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
11 5.8438E-01- 6.4281E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
12 6.4281E-01- 7.0124E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
13 7.0124E-01- 7.5966E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
14 7.5966E-01- 8.1809E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
15 8.1809E-01- 8.7652E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
16 8.7652E-01- 9.3495E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
17 9.3495E-01- 9.9338E-01 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
18 9.9338E-01- 1.0518E+00 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
19 1.0518E+00- 1.1102E+00 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
20 1.1102E+00- 1.1687E+00 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
21 1.1687E+00- 1.2271E+00 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
22 1.2271E+00- 1.2855E+00 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
23 1.2855E+00- 1.3439E+00 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
24 1.3439E+00- 1.4024E+00 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
25 1.4024E+00- 1.4608E+00 |XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX

```

付録2 汎用ユーザーズ版EGS4の出力結果の例 前頁のつづき
 (付録1を入力データとした場合)
 プラスチックシンチレータにおける γ 線の反応

```

MEMBER M1R03 DF C31064.PEGS.HRD.DATA
1 COMP.
2 $INP NE=14,RHO=0.9869, PZ=6.173E-02,
3 1.139E-02,
4 9.927E-04,
5 2.348E-02,
6 3.361E-05,
7 3.608E-06,
8 4.077E-05,
9 2.347E-05,
10 3.192E-05,
11 8.704E-07,
12 2.908E-07,
13 2.304E-08,
14 2.304E-09,
15 5.215E-08,
16 4.509E-10,IRAYL=1 $END
17 $SOFT H2O
18 N O NA MG P S CL X FE ZN RB SR ZR PB
19 $ENER AE=0.522,UE=1.0E+5,AP=0.010,UP=1.0E+5 $END
20 $TEST
21 $INP $END
22 $PULF
23 $INP $END
24 $DECK
25 $INP $END
26 $COMP
27 $INP NE=16,RHO=0.9869, PZ=6.172E-02,
28 1.139E-02,
29 9.927E-04,
30 2.348E-02,
31 3.361E-05,
32 3.608E-06,
33 4.077E-05,
34 4.604E-05,
35 4.077E-05,
36 2.347E-05,
37 3.192E-05,
38 8.704E-07,
39 2.908E-07,
40 2.304E-08,
41 2.304E-09,
42 5.215E-08,
43 4.509E-10,IRAYL=1 $END
44 $SOFTSC
45 H2O
46 N O NA MG P S CL X FE ZN RB SR ZR PB
47 $ENER AE=0.522,UE=1.0E+5,AP=0.010,UP=1.0E+5 $END
48 $TEST
49 $INP $END
50 $PULF
51 $INP $END
52 $DECK
53 $INP $END
54 $COMP
55 $INP NE=13,RHO=1.4602, PZ=6.178E-02,
56 1.678E-02,
57 2.433E-03,
58 2.604E-02,
59

```

付録3 断面積データ作成のための前処理プログラム PEGS4 の入力例


```

60      1.231E-04,
61      4.001E-05,
62      1.491E-03,
63      4.607E-05,
64      3.591E-05,
65      2.18E-05,
66      2.78E-03,
67      1.247E-04,
68      6.490E-07,
69      3.229E-07,
70      6.894E-08,
71      TRAYL=1, SEND
72 BOWE
73 H C N O NA MG P S CL K CA FE ZN SR PB
74 ENER
75 $INP AE=0.522,UE=1.0E+5,AP=0.010,UP=1.0E+5, SEND
76 TEST
77 $INP
78 PULF
79 $INP SEND
80 DECK
81 $INP SEND
82 COMP
83 $INP NE=16,RHO=0.2958, PZ=1.804E-02,
84      1.45E-03,
85      3.56E-03,
86      8.487E-03,
87      1.472E-03,
88      5.423E-07,
89      4.658E-06,
90      1.25E-03,
91      1.35E-03,
92      9.112E-06,
93      3.112E-07,
94      1.180E-06,
95      2.997E-08,
96      1.708E-09,
97      1.41E-10,
98      3.525E-10,
99      TRAYL=1, SEND
100 LUNG
101 H C N O NA MG P S CL K CA FE ZN SR PB
102 ENER
103 $INP AE=0.522,UE=1.0E+5,AP=0.010,UP=1.0E+5, SEND
104 TEST
105 $INP SEND
106 PULF
107 $INP SEND
108 DECK
109 $INP SEND
110 ELEM
111 $INP TRAYL=1, SEND
112 FE
113 FE
114 ENER
115 $INP AE=0.514,UE=20.511,AP=0.02,UP=20.000, SEND
116 TEST
117 $INP SEND
118 PULF
119 $INP SEND
120 DECK
121 $INP SEND
122 COMP
123 $INP NE=3,RHO=1.18,PZ=3.0,8.0,2.0, TRAYL=1, SEND
124 ACRYL
125 C H O
      LUCITE

```

付録3 断面積データ作成のための前処理プログラム P E G S 4 前頁のつづきの入力例

```

125 ENER
127 RINP AE=0.514,UE=20.511,AP=0.02,UP=20.00,END
128 TEST
129 RINP SEND
130 PULF
131 RINP SEND
132 DECK
133 RINP SEND
134 CONP
135 RINP NE=3,RHO=3.645,PZ=1.0,1.0,0.1,IRAYL=1,SEND
136 NAI
137 NA I TL
138 ENER
139 RINP AE=0.514,UE=20.511,AP=0.02,UP=20.00,END
140 TEST
141 RINP SEND
142 PULF
143 RINP SEND
144 DECK
145 RINP SEND
146 NIT
147 RINP NE=2,RHO=1.151E-3,RHOZ=0.774,0.256,GASP=1.0,IRAYL=1,SEND
148 AIR AT NTP
149 N O
150 ENER
151 RINP AE=0.514,UE=20.511,AP=0.02,UP=20.00,IRAYL=1,SEND
152 TEST
153 RINP SEND
154 PULF
155 RINP SEND
156 DECK
157 RINP SEND
158 NIT
159 RINP NE=3,RHO=7.93,RHOZ=0.711,0.202,0.007,IRAYL=1,SEND
160 SUS
161 FE CR NI
162 ENER
163 RINP AE=0.514,UE=20.511,AP=0.02,UP=20.00,IRAYL=1,SEND
164 TEST
165 RINP SEND
166 PULF
167 RINP SEND
168 DECK
169 RINP SEND
170 CONP
171 RINP NE=2,RHO=1.0,RHOZ=2.1,IRAYL=1,SEND
172 WATER
173 H O
174 ENER
175 RINP AE=0.514,UE=20.511,AP=0.02,UP=20.00,IRAYL=1,SEND
176 TEST
177 RINP SEND
178 PULF
179 RINP SEND
180 DECK
181 RINP SEND
182 MIXT
183 RINP NE=2,RHO=1.03,RHOZ=0.50,0.50,IRAYL=1,SEND
184 PLASTIC
185 C H
186 ENER
187 RINP AE=0.514,UE=20.511,AP=0.02,UP=20.00,IRAYL=1,SEND
188 TEST
189 RINP SEND
190 PULF
191 RINP SEND

```

付録3

断面積データ作成のための前処理プログラム PEGS4 前頁のつづきの入力例

```

192 DECK
193 $INP SEND
194 $INP SEND
195 $INP NE=2,RHO=1.03,RHOZ=0.50,0.50,IRAYL=1, SEND
196 PLASTICZ
197 C H
198 ENER
199 $INP AE=0.514,UE=20.511,AP=0.02,UP=20.00,IRAYL=1, SEND
200 TEST
201 $INP SEND
202 PULF
203 $INP SEND
204 DECK
205 $INP SEND
206 $INP NE=2,RHO=1.03,RHOZ=0.50,0.50,IRAYL=1, SEND
207 PLASTIC3
208 C H
209 ENER
210 $INP AE=0.514,UE=20.511,AP=0.02,UP=20.00,IRAYL=1, SEND
211 TEST
212 $INP SEND
213 PULF
214 $INP SEND
215 DECK
216 $INP SEND
217 $INP NE=2,RHO=1.03,RHOZ=0.50,0.50,IRAYL=1, SEND
218 PLASTIC4
219 C H
220 ENER
221 $INP AE=0.514,UE=20.511,AP=0.02,UP=20.00,IRAYL=1, SEND
222 TEST
223 $INP SEND
224 PULF
225 $INP SEND
226 DECK
227 $INP SEND
228 $INP SEND
229 $INP SEND

```

HENNER HIROS OF C31864.PEGSHRD.DATA LIST END

