OUKA
The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	新しいBolus物質の開発に関する研究-Chewing Gum Baseから成る固形Bolusの基礎的検討ならびに臨床応用-
Author(s)	牧野, 宣一; 田中, 良明; 高井, 通勝 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1985, 45(2), p. 379-387
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20517
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

日本医放会誌：45（2），379—387，1985（昭60）

新しいBolus物質の開発に関する研究
—Chewing Gum Baseから成る固形Bolusの基礎的検討ならびに臨床応用—

浜松医科大学放射線医学教室
牧野　宣一*　田中　良明　高井　通勝　金子　昌生

（昭和59年6月25日受付）
（昭和59年7月26日最終原稿受付）

Development of New Bolus Materials
—Basic Investigation and Clinical Application of Solid Type Bolus Made of Chewing Gum Base—

Nobuichi Makino, Yoshiaki Tanaka, Michikatsu Takai and Masao Kaneko
Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine, Hamamatsu 431-31

Research Code No. : 601

Key Words : Chewing gum base, Bolus, Absorber, Thermoplasticity, Electron beam

We have developed water-equivalent bolus materials mainly for photon and electron beam treatment, since electron beam has come to be used more frequently and plays a very important role in modern radiotherapy. Akanuma et al. already suggested the usefulness of chewing gum base (CGB) as a solid type bolus for proton beam.

In this paper we report two bolus materials made of chewing gum base which have special characteristics in thermoplasticity, easy handling and radiologically useful properties. These bolus materials are developed by means of proper adjustment of the components equivalent to water. CGB-4 is designed to make effective atomic number and relative electron density equal to water. CGB-5 is manufactured with an aim to approach the relationship between CT number and electron density relative to waterlike human tissues.

The results in basic examinations on these two bolus materials are shown and the process to construct a bolus is presented in a case of recurrent carcinoma of the breast as an example. Because CGB's belong to solid type bolus, they possess the advantages of repeated use and easy set-up. On the other hand they cannot contact exactly to irregular skin surface. Optimal utilization of CGB's bolus including combination with liquid type bolus should be investigated hereafter.

I. 緒　言

現在の放射線治療の主軸であるmegavoltage photon beamでは線束の減弱をmissing compensation filter[1], inverse compensator[2]で調節してtarget volume内の線量の均質性を保っており，bolusはorthovoltage時代の重要性を失っている．

一方，近年，超高圧電子線の使用頻度，重要性が増大してきている[3]．電子線の飛程を調節するものにはscattering filter[4]とbolusがあるが，前

*現　名古屋大学医学部放射線医学教室

Table 1 Percent Components of CGB-bolus Materials

	Polyvinyl Acetate	Microcrista-lline Wax	Polyiso-butylene	Abietyl Triglyceride	Stearyl Mono-glyceride	Magnesium Hydrogen Metasilicate	Calcium Carbonate
CGB-4	21.0	59.0	1.0	8.0	5.0	2.0	4.0
CGB-5	21.2	59.6	1.0	8.1	5.1	2.0	3.0

者は照射野内のエネルギーを一様に減弱するのみで，細かい調節はできない．また電子線は inhomogeneity 特に空洞により線量分布が大きく乱れる[5)6)]ために，bolus が皮膚に間隙なく密着して電子線の飛程を調整することが大切である．それには柔軟な状態で皮膚に密着させる必要がある．

chewing gum base（以下略して CGB）はすでに赤沼ら[7)]が陽子線治療の bolus 材としての有用性を示唆しているが，我々は明治チューインガム社の協力を得て，CGB の成分組成を工夫することにより，本来持つ熱可塑性はそのまま利用し，放射線物理学的に水と等価に近似したもので，且つ加工性に優れており，柔らかい状態で皮膚に密着する bolus 材を開発したので報告する．

II. 組成及び研究方法

1) 組成

具体的な CGB-bolus 材の開発は以下の通り行った．

a) 通常の CGB は密度1.15g/cm³前後であるが，ワックス類の割合を約2.5倍多くし，組成中の珪素（Si），マグネシウム（Mg），カルシウム（Ca）のミネラル類の総量を1/3～1/4に低下させ，密度を1.00g/cm³付近まで下げ，ミネラル類の配合を微調整し実効原子番号 $\bar{Z}$[8)]を水のそれに近付ける．

b) CGB の持つ粘着性，弾力性を低く押さえて，加工性を向上させる．

我々は通常の CGB の一種（以下略して CGB-1）から当初は Ca を除いて順次，メタ珪酸マグネシウム（$Mg_3H_2(SiO_3)_4$）の配合を低下させたが，この方法では $\bar{Z}$ と相対電子密度（ρ_e^w）の両者の微調整が困難なことが判明し，Mg, Si の配合をできるだけ少なくし，炭酸カルシウム（$CaCo_3$）で $\bar{Z}$ と密度の調整を行った．こうしてできたのが CGB-4 であり，このものの CT number は約45である．また extended-Y 法[9)]を参考に CT number と ρ_e^w を人体組織の直線関係により近付けた[10)]のが CGB-5でこの CT number は約10である．CGB-4, CGB-5の重量による原料構成比を Table 1に，水，paraffin, CGB-1, CGB-4, CGB-5の重量元素組成比を Table 2に示す．臨床使用経験がまだ浅く，CGB-4, CGB-5の優劣がまだ判定できていないので，この論文では両者を併記する．

Table 2 Percent Elements of Materials for Bolus by Weight

	C	O	H	Si	Mg	Ca
Water	—	88.8	11.2	—	—	—
Paraffin[140]	≃86.2	—	≃13.8	—	—	—
CGB-1	64.6	20.8	6.9	4.7	3.0	—
CGB-4	77.5	12.5	7.5	0.6	0.4	1.6
CGB-5	78.3	12.0	7.6	0.6	0.4	1.2

尚，この bolus 材は2mm, 4mm と6mm の厚さで，大きさ25cm×25cm の薄板が切り取り得る大きさで供給を受け，これを実験，臨床使用に供した．

2) 基礎的検討

a) 硬度の温度依存性

CGB-1, CGB-4, CGB-5の熱可塑性を比較するために，JIS 規格（JIS K 6301スプリング式硬さ試験）[11)]に従い測定した．大きさ15cm×15cm，厚さ10mm の試験片，各々10個ずつを10時間，0，10，18，25，29，35，40と45℃の各温度の恒温槽に放置後，その槽内で Shore's Durometer Type-A（上島製作所製）で硬度を測定した．

b) cobalt-60の細い線束での線減弱係数

CGB-1, CGB-4, CGB-5と比較のために水，Mix-Dp, lucite, polystyrene, paraffin, Thermosplint

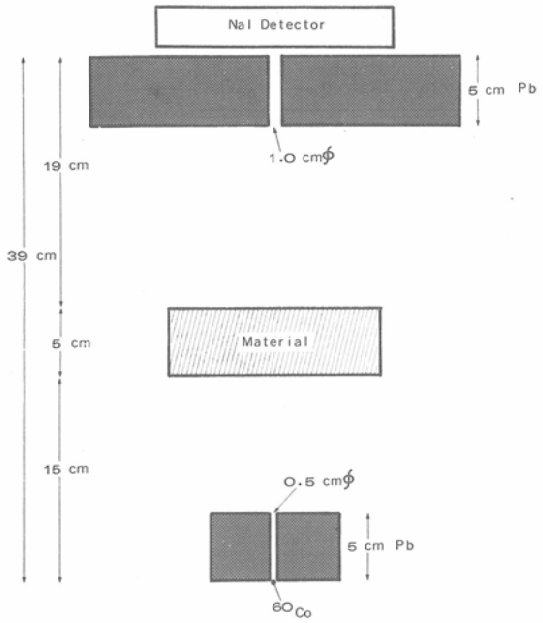


Fig. 1　Schematic diagram for measurement of relative linear attenuation coefficients with narrow beam of cobalt-60 gamma rays.

((株) 東京衛材研究所) の各物質で cobalt-60の細い線束を用いて，その相対線減弱係数 (μ) を測定した (Fig. 1)．測定器，波高分析器は文献12と同一で試料は15cm 直径以上，厚さ約5cm のもので測定した．高圧1,000kV, range 60, 測定時間5,400秒，gross count region；$E \pm \Delta E = 1.25 \pm 0.16$ MeV の測定条件であった．カウント数はすべて 8×10^4 以上でこの測定を2回行い，その平均値を測定値とした．

c) 電子線の深部相対電離度

電子線の吸収，散乱が水と非常に近似している polystyrene と CGB-1, CGB-4, CGB-5を比較して，深部電離度を測定した．直線加速器（東芝製 LMR-Z 型）の10MeV と12MeV のエネルギーの電子線を用いた．測定時の幾何学的条件は，線源—cone の先端の距離90cm, cone の先端から測定物の表面まで約3mm, cone は1.0cm 厚の lucite 製で10cm 直径のものを使用した(Fig. 2)．実効電離容積が0.0555cm³の平行平板型電離箱(Nuclear Enterprise 社製2534) を中心線上に置き，電離箱に−250V の電圧を負荷した．直線加速器で線量

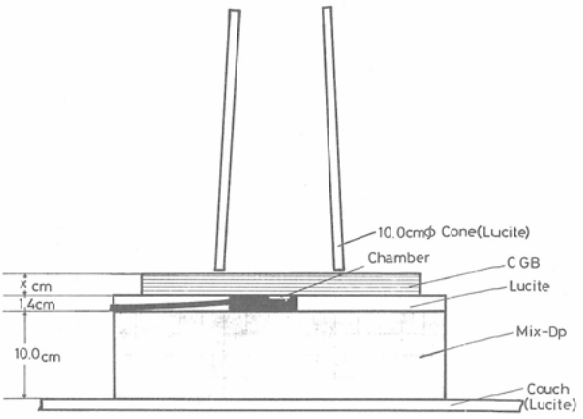


Fig. 2　Schematic diagram for measurement of relative ionization of electron beam for various kinds of thickness of polystyrene, CGB-1, CGB-4 and CGB-5.

率600R/min. で monitor 値で100を照射し，線量計 (Nuclear Enterprise 社製，2500/3型) で測定した．直線加速器の電子線の calibration は±3％以内，測定時の気温22℃，気圧758mmHg であった．測定は polystyrene は5mm ずつ，CGB は約4mm と約6mm の薄板を積み重ね，深さ0mm から実用飛程 (Rp) の5mm 以上深い点まで測定した．

III. 結　　果

a) 硬度の温度依存性

硬度を Shore-A で表わし，各温度での硬度を

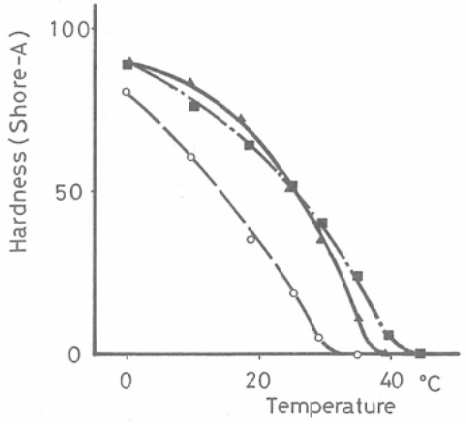


Fig. 3　Relationship between hardness (Shore-A) and temperature for three different types of chewing gum base. ○：CGB-1, ▲：CGB-4, ■：CGB-5.

Table 3 Radiological Properties

	1)a) μcm^{-1}	2) $\mu/\mu w$	3)a) ρ	4)b) N_AZ/A	5)b) $\bar{Z}$	6) ρe^w
Water	0.0626	1.00	1.00	3.34×10^{23}	7.51	1.00
Mix-Dp	0.0626	1.00	1.03	—	—	—
Lucite	0.0722	1.15	1.18	3.25×10^{23}	6.56	1.15
Polystyrene	0.0635	1.01	1.04	3.24×10^{23}	5.74	1.01
Paraffin[140]	0.0535	0.85	≃0.81	≃3.45×10^{23}	≃5.51	≃0.84
Thermosplint	0.0714	1.14	1.15	3.28×10^{23}	6.45	1.13
CGB-1	0.0687	1.10	1.14	3.21×10^{23}	7.63	1.09
CGB-4	0.0628	1.00	1.04	3.23×10^{23}	7.51	1.01
CGB-5	0.0625	1.00	1.02	3.23×10^{23}	7.25	0.99

1) linear attenuasion cofficient for Co-60-rays
2) ratio of μ to μw($\mu w=0.0626$)
3) physical density in g per cm^3
4) number of electrons per gram
5) effective atomic number
6) electron density relative to water per cm^3
a) measured values b) calculated values

Fig. 3にプロットした．CGB-4とCGB-5の硬度曲線は近似しているが，CGB-4の方が温度による硬度変化の傾きが大きい．CGB-1は上2者に比べはるかに各温度で硬度が低く，約30℃で硬度が0になる．CGB-4, CGB-5では40℃までわずかに硬度が残り，体温（37℃）では約10のShore-A硬度である．

b）cobalt-60の細い線束での線減弱係数

各物質の相対線減弱係数（μ），各物質のμを水の線減弱係数μwで除した値（$\mu/\mu w$），密度（ρ），計算で求めた1g当たりの電子数（N_AZ/A），実効原子番号（$\bar{Z}$），相対電子密度（ρ_e^w）をTable 3に示す．CGB-4, CGB-5の相対線減弱係数は，それぞれ0.0628，0.0625でMix-Dp, polystyreneと比べて，CGB-4は＋1％以内，CGB-5は－1％の非常に近似した値が得られた．各物質のcobalt-60の相対線減弱係数はρ_e^wと平行した値であった．

c）電子線の深部相対電離度

ICRU Report-21[13]，日本医学放射線学会物理部会[14]でもファントーム物質でないもののrad変換係数（C_E）は定義されていないので，線量計の読み値を相対電離度で表わした．10MeVと12MeVの2つのエネルギーのpolystyreneの基準深1.5cmの線量計の読み値を100%として，polystyrene, CGB-1, CGB-4, CGB-5の%電離度をプロットしFig. 4に10MeVの結果を図示した．polystyreneとCGB-4は同一の深部電離曲線となり，Rpは共に5.15cm, CGB-5では少し右に傾きRp 5.20cmであった．CGB-5ではpolystyreneに比べ＋1％のRp，CGB-1は－14.6％のRpであった．12MeVでも同様の結果が得られた．

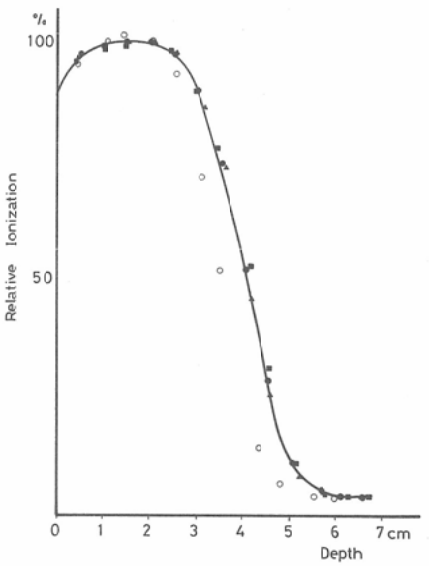


Fig. 4 Percent depth relative ionization curve for polystyrene and CGB's. Solid line is based on concomitant measurements in polystyrene. ●：Polystyrene, ○：CGB-1, ▲：CGB-4, ■：CGB-5.

IV. 臨床使用方法

乳癌術後再発例をモデルとしてbolusの作製方法を順を追って説明する.

1) 患者のbolusの装着部位の回転横断またはCTを撮り, bolusの装着部位, 大きさ, 厚さを計画する.

2) メーカーから出荷された2mm, 4mmと6mmの薄板状のCGBを適当な大きさに切断する (Fig. 5-a).

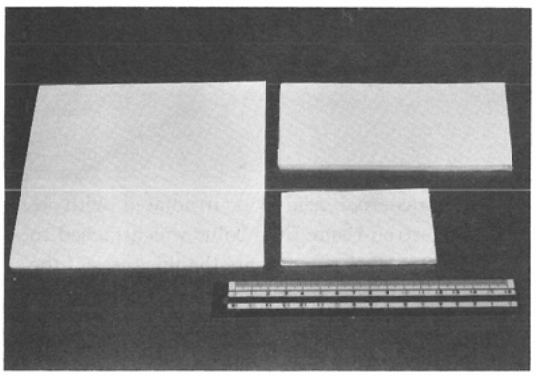
3) 50℃前後の温湯に約5分間浸け軟化させる (Fig. 5-b). 薄いものほど早く柔らかくなる.

4) 一方, 患者の装着部位に水, 油, サランラップ等を塗布し, CGBが粘着しないようにしてから, 1枚ずつ気泡, 間隙を作らないようにていねいに積み重ねる (Fig. 5-c).

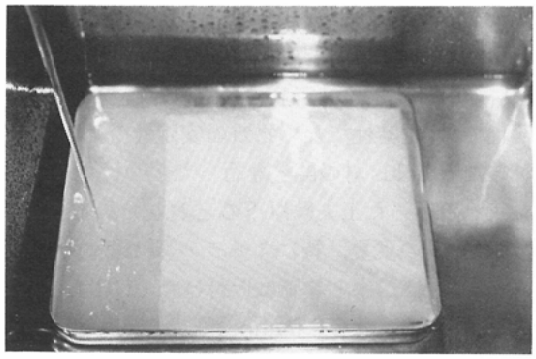
5) bolusの厚さはCT (Fig. 5-d), 超音波検査装置[15]で測定し調整する.

6) 一度使用したbolusは水槽に入れておくと変形せずに, 反復使用できる.

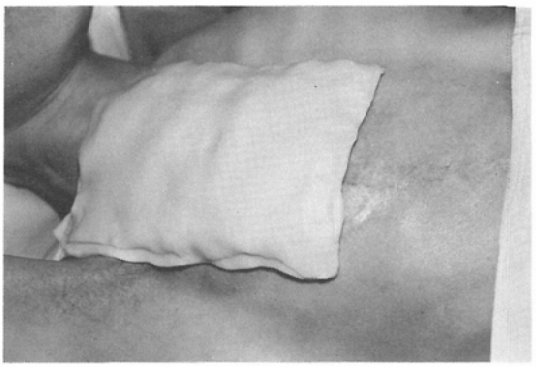
尚, CGBが余分な所に付着したら冷水で冷やし, 刮げ取り, それでも落ちない時はアルコール, ベンジン等の溶剤で溶かせば取れる. また金属, 陶磁器には付着しにくい.



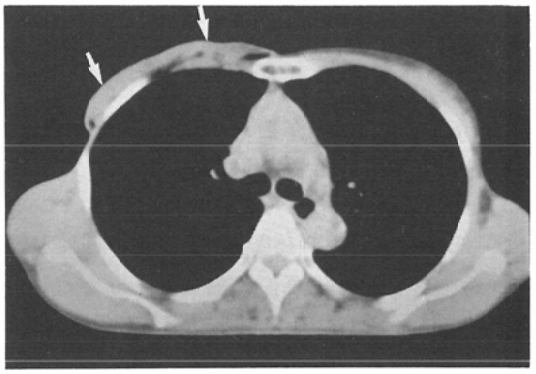
a) Thin sheets of CGB (2, 4 and 6mm thick) are cut in order to fit planned surface site.



b) A sheet of cut CGB is put into warm water about 50℃



c) Softened CGB sheets are covered to leave no space between skin surface and CGB bolus and then piled to the planned thickness.



d) The thickness of bolus is measured with CT images. Marks (↓ ↓) show the extent of port size.

Fig. 5 Process to construct CGB bolus applied to a patient suffering from recurrent carcinoma of the breast.

V. 使用症例

現在までに15例に使用してきたが, ここでは代表的な症例を提示する.

1) 75歳, 男性, 広汎にひろがるmalignant cutaneous histiocytosis, 大きさ30cm×30cm, 厚

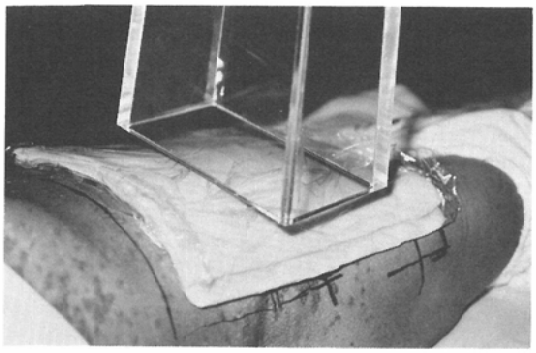


Fig. 6 Case 1. Seventy-five-year-old male. Malignant cutaneous histiocytosis was disseminated over mainly abdominal wall. A bolus of size 30cm×30cm, thickness 14mm was layed on the lesion. With 8 MeV electron beam, 30 Gy was delivered through multiple abutted electron fields.

さ14mmのbolusを作製し，最大のconeが18cm×10cmであるので，8MeVの電子線のmultiple abutted fieldで40Gy照射（Fig. 6）.

2）65歳，女性，左乳癌術後（t_2 n_2 m_0, stage III），まず傍胸骨と鎖骨上窩の照射を電子線とcobalt-60の併用で計画した．傍胸骨領域と左鎖骨上窩の郭清して陥没している所を（Fig. 7-a），電子線治療に際し，CGB-bolusで満たして平坦にして，12 MeV電子線で30Gy照射した（Fig. 7-b）.

尚，bolusを使用して照射すれば，必ず皮膚線量は増加するので，当然ながら皮膚反応は強くなるので注意が必要である.

VI. 考　察

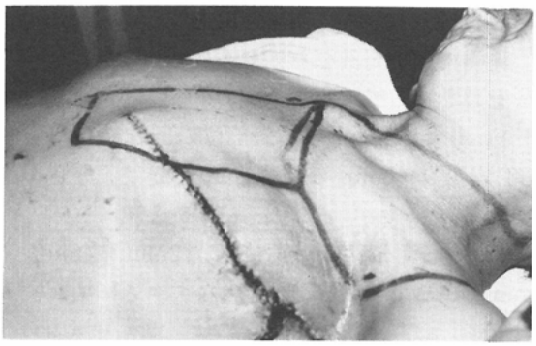
1）理想的なbolus材とは

Moyerら[16]，赤沼ら[7]はbolus材の条件として，加工性，密着性に優れ，透明であり．密度が軟部組織に等価（1.03g/cm³前後）であることを提示している．また繰り返し使用するには，使用期間中に変形せず，物性の安定性が高いことが条件となる.

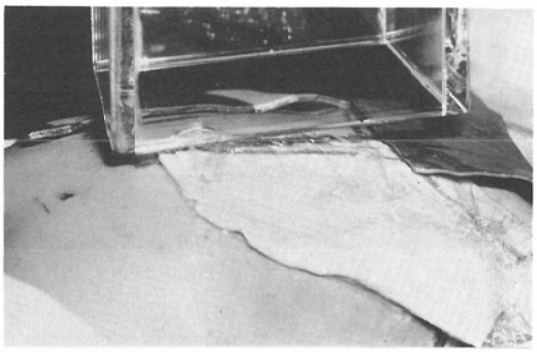
2）我々の行った工夫

我々は従来から広く使われて安全性の高い物質の内からbolus物質を検索してきた.

現在の技術では透明で加工性，密着性に優れたプラスチックを作ることは困難であり．また



a) Left parasternal and supraclavicular field where the region was concaved by operation was planned to flatten by CGB bolus for electron beam therapy.



b) Parasternal field was irradiated with 12 MeV electron beam. CGB-bolus was attached to the chest wall to compensate the thickness of the soft tissue within the field.

Fig. 7 Case 2. Sixty-six-year-old female. Postoperative breast carcinoma (stage III). Firstly peripheral field was planned to irradiate by the combination of electron (30Gy) and cobalt-60 gamma-ray (20Gy).

bolusは透明であれば便利であるが絶対的条件でないので，我々は熱可塑性があり，容易に組成を変化でき，水溶性でなく物質の安定性のよいCGBからなるbolus材の開発を行った.

我々の行った工夫は以下のとおりである.

a）組成の変更，特にミネラル類の微調整を行い，$\bar{Z}$とρ_e^wが水と等価に近付けたCGB-4，$\bar{Z}$とρ_e^wは少し低いがCT numberとρ_e^wが直線関係に近いCGB-5を開発した.

b）CGB-bolusを皮膚に密着させた場合，体温

でbolusが変形，粘着しないように主にワックスの混合比を増加させ温度による硬度を上昇させた．

3）CGB-bolusの特徴

a）CGB-4，CGB-5は通常のCGBに比べ，各温度で，硬度が高く，かつ粘着性，弾力性が低いので加工性が優れている．

b）cobalt-60のγ線の相対線減弱係数，電子線の相対電離度はファントーム物質であるMix-DpまたはpolystyreneとCGB-4はほぼ同一の値が得られ，CGB-5ではμは－1％，Rpは＋1％の非常に近似した値が得られた．

c）すべて食品衛生法で認められた食品素材でできているので，身体各部の皮膚，粘膜に接着して使用しても安全性が高い．

今までのわずかながらの臨床使用経験から

d）bolusの作製方法は積層法が適当と考えられ，厚さはCT，超音波検査装置で測定し調整できる．

e）透明でないために，作製時，繰り返し使用時には皮膚へのmarkingなどの工夫が必要である．柔軟にして密着させても，皮膚表面の凹凸の強い所では，完全に密着させ得られないので，この場合はliquid type bolus[7]との併用が必要である．

f）CGB-bolusには天然物も一部に混合しており，製品に多少のばらつきも有り得るが，CTで線量補正[6)10)]ができ，またCT numberもCGB-4で約45，CGB-5で約10であるので，artifactが出にくくpixel by pixelによる線量計算が容易に行い得る．

4）他のbolus材と比較してのCGB-bolusの意義

Moyerら[17]，Sharmaら[18]はプラスチックの薄板状のものをbolusとして照射部位に装着させているが，これらでは密着性が悪い．

熱可塑性プラスチックは加熱柔軟状態で皮膚に密着させることはできるが，ρ_e^wが0.98～1.05の間に入るものはいまだ見い出されていない[19]．また多くのプラスチックではCT number とρ_e^wが直線状に相関しないことが指摘されている[7)10)]．

一方，含水性のliqluid typeのbolusは加工性，密着性は良いが，物性の経時的変化が大きく，反復使用できない欠点がある．

5）CGB-bolusの適応

a）bolus材として，i）電子線ではrapid fall offの線量分布を生かし，しかもtarget volumeを均一に照射するためと，特に12MeV未満の電子線の表面線量[20]を増加させるための目的に使用する．疾患，部位としては乳癌の乳房自体，術後，再発の傍胸骨，胸壁および鎖骨上窩照射，頸部リンパ節転移部へのboost照射[21]，coneによる口腔内照射の際のbuild-up材，皮膚表面に限局する病巣のbuild-up材に適応がある．ii）X線，γ線では運動照射の際の線量分布の改善のためのbolus，表在性腫瘤のbuild-up材として使用が可能である．iii）陽子線にも使用可能と考える．

b）散乱線の吸収材としてCGB-bolus材は加工性に優れた組織等価物質であるのでphoton，electron beamの吸収材としての用途がある．電子線では頬粘膜，口唇の照射での口腔内の金属shieldingによる後方散乱[22]の吸収材として，またX線，γ線では体内の金属例えば口腔内金属歯冠等からの二次電子の散乱線[23]の吸収材としての使用が考えられる．

6）今後の検討点

我々が開発したCGB-bolus材は，赤沼ら[7]の分類ではsolid typeの比較的柔らかいものに属する．solid typeのbolusは体の避けられない動き，また皮膚表面の腫瘍等による複雑な凹凸に対応できず，密着させられない欠点がある．これらを克服するには，粘液状，ゲル状のliquid type bolus単独，あるいはsolid typeのものとの組み合わせによるbolusを作製する必要がある．最適な組み合わせを工夫すると共に，今後は加工性に優れ精度が高く，経時的変化の少ない実用的なliquid typeのbolus材の開発も望まれる．

CGB-bolusの使用症例を増し，その使用経験をまた報告する予定である．

VII. 結　　語

1）通常のCGBの組成を変更，工夫することにより，熱可塑性で，加工性に優れたbolus物質を開発した．

CGB-4は実効原子番号と相対電子密度を水のそ

れに近似させたものであり，CGB-5はCT numberと相対電子密度の関係を人体組織のそれに近付けたものである．

2）基礎的検討では，CGB-4, CGB-5は各温度でCGB-1よりも硬度が高い．またcobalt-60ガンマ線の相対線減弱係数，電子線の深部相対電離度も，Mix-Dpまたはpolystyreneに非常に近似した結果を得た．

3）電子線用のbolusの作製手順，臨床使用症例を提示した．

4）従来のbolus材に比べて，CGB-bolusの特徴，優位性につき考察を加えた．

5）bolusとしての線質別の適応，photonおよびelectron beamの散乱線の吸収材としての適応を示した．

この論文の要旨は日本医学放射線学会第83回中部地方会（於岐阜）と第43回日本医学放射線学会総会（於松本）で発表した．

CGB-bolus物質の開発は明治チューインガム株式会社，特に酒井安彦研究室部長，後藤晋一研究員の協力を得て完成した．実験の一部は明治製菓株式会社の研究施設で行った．両社の協力に感謝します．また実験，臨床使用に当たり適切な助言，協力をしていただいた当大学放射線部，杉江義男技師長，後藤誓司技師に深謝します．

文　献

1) Renner, W.D., O'Connor, T.P. and Bermudez, N.M.: A note on designing tissue compensators for parallel opposed fields. Med. Phys., 10: 483—486, 1983
2) Ekstrand, K.E., Ferree, C.R., Dixion, R.L. and Raben, M.: The inverse compensating filter. Radiology, 132: 201—203, 1979
3) Scherer, E. and Bamberg, M.: The electron beam therapy for malignant tumors: Indications and limitations. (In) Zuppinger, A., Bataini, J.P., Irigaray, J.M. and Chu, F., ed.: High energy electrons in radiation therapy. pp. 39—47, 1980, Springer-Verlag, Berlin
4) Karolis, C., Wongse-Ek, C. and Stewart, R.J.: Electron beam energy degration by low density scattering material. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 7: 371—378, 1981
5) Netterland, O.: Isodose measurements in inhomogeneous matter. (In) Zuppinger, A., Poretti, G.G., ed.: Symposium on high energy electrons. pp. 116—121, 1965, Springer-Verlag, Berlin
6) Hogstron, K.R., Mills, M.D. and Almond, P.R.: Electron beam dose calculations. Phys. Med. Biol., 26: 445—459, 1981
7) Akanuma, A., Majima, H., Furukawa, S., Okamoto, R., Nakamura, Y.K., Tsunemoto, H., Morita, S., Arai, T., Kurisu, A., Hiraoka, T., Kawachi, K. and Kanai, T.: Compensation techniques in NIRS proton beam radiotherapy. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 8: 1629—1635, 1982
8) Johns, H.E., and Cunningham, J.R.: The physics of radiology. 4th ed., pp. 133—166, 1983, Charles C. Thomas, Springfield
9) White, D.R.: An analysis of the Z-dependence of photon and electron interactions. Phys. Med. Biol., 22: 219—228, 1977
10) Battista, J.J., Rider, W.D. and Dyk, J.V.: Computed tomography for radiotherapy planning. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 6: 99—107, 1980
11) 加硫ゴム物理試験方法．P-6301（1975）硬さ試験，JISハンドブック，pp. 104—107，日本規格協会，東京
12) 牧野宣一：頭頸部固定具の開発—硬質ウレタン・フォームを作用して，日本医放会誌，44：714—726，1984
13) ICRU Report 21: Radiation dosimetry: Electrons with initial energies between 1 and 50 MeV —Practical dosimetry— pp. 42—49, 1972, ICRU, Washington
14) 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における高エネルギー電子線の吸収線量の標準測定法．pp. 12—33，1974．通商産業社，東京
15) Bernardino, M.E. and Spanos, W. Jr.: A simple technique for determining internal mammary chain depth by sonography. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 7: 671—673, 1981
16) Moyer, R.F. and McElroy, W.R.: A nearly ideal surface bolus material for high-energy photon and electron therapy. Med. Phys., 8: 558, 1981
17) Moyer, R.F., McElroy, W.R., O'Bien, J.E. and Chamberlain, C.C.: A surface bolus materials for high-energy photon and electron. Radiology, 146: 531—532, 1983
18) Sharma, S.C., Deibel, F.C. and Khan, F.M.: Tissue equivalence of bolus materials for electron beams. Radiology, 146: 854, 1983
19) 牧野宣一，田中良明，金子昌生：硬質ウレタン・フォームと熱可塑性プラスチックの組み合わせによる固定具の開発（第2報）．放射線治療システム

研究, 1：113—121, 1984
20) Galbraith, D.M. and Rowlison, J.A.: Partial bolusing to improve the depth doses in the surface region of low energy electron beams. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 10：313—317, 1984
21) Bernier, J. and Bataini, J.P.: Importance of high speed electrons in the treatment of lymph node metastasis. (In) Zuppinger, A., Bataini, J. P., Irigaray, J.M. and Chu, F., ed.: High energy electrons in radiation therapy. pp. 66—72, 1980, Springer-Verlag, Berlin.
22) Gangnon, W.F. and Cundiff, J.H.: Dose enhancement from backscattered radiation at tissue-metal interface irradiated with high energy electrons. Brit. J. Radiol., 53：466—470, 1980
23) Gibbs, F.A., Palos, B. and Goffinet, D.R.: The metal/tissue interface effect in radiation of the oral cavity. Radiology, 119：705—707, 1976