

Title	頭頸部固定具の開発-硬質ウレタン・フォームを使用して-
Author(s)	牧野, 宣一
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1984, 44(5), p. 714-726
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16892
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

頭頸部固定具の開発

—硬質ウレタン・フォームを使用して—

浜松医科大学放射線医学教室 (主任：金子昌生教授)

牧 野 宣 一

(昭和58年8月24日受付)

(昭和58年10月20日最終原稿受付)

Immobilization Device of Head and Neck by the Mold of Rigid Polyurethane Foam

Nobuichi Makino

Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine

(Director: Prof. Masao Kaneko)

Research Cord No. : 601

Key Words : Immobilization device, Mold, Positioning,
Polyurethane foam

A new and easy method of patients' immobilization mold using rigid polyurethane foam (Hi Prene Super Froth, Mitsui-Nisso Urethane, Inc., Tokyo) (HPSF) has been developed. Methods of making immobilization mold and of its reinforcement are mentioned. Basic studies of the material and clinical applications of the mold are described as follows. 1. Thermogenesis during the foaming and expanding. 2. Physical characteristics. 3. Linear attenuation coefficients for Co-60 gamma-rays. 4. Impairment of skin sparing effect. 5. Irritability to skin. 6. Movements measurement of patients with HPSF mold in clinical use.

This method has following advantages: 1. A very low density (0.05 g/cm³): The mold makes no artifact shadow in diagnostic images or rarely needs correction of dose in therapeutic radiology. 2. A proper amount of pressure: Since frothy HPSF foams and expands in 2—2.5 times, it can directly make a mold as a block from head through upper dorsum to fit the patient's contour. 3. Simplicity in making and trimming: A sac of vinyl in HPSF can make the mold anywhere such as in treatment room, simulator room and CT room. A hardened mold can be easily shaped by knife cut. 4. Reinforcement of immobilization: Plastic casts reinforce immobilization. 5. Safety and low irritability to skin. 6. Applicability to any part of the body: Various sizes and shapes of sacs and a variable amount of HPSF can be adjusted to any part of the body.

Hereafter, we expect the simplifying the foaming apparatus.

I. 緒言・目的

II. 固定具の作製

II-1. 固定具の条件

II-2. 発泡装置と原料

II-3. モールド作製手順

III. 硬質ウレタンフォームの基礎的検討

—対象と方法—

III-1. 発泡硬化時の発熱

III-2. 物性 (比較を中心に)

III-3. 放射線の吸収

- III-4. 皮膚線量におよぼす影響
- III-5. 皮膚刺激試験
- IV. 結果
 - IV-1. 発熱, IV-2. 物性,
 - IV-3. 放射線の吸収
 - IV-4. 皮膚線量におよぼす影響
 - IV-5. 皮膚刺激試験
- V. 固定の強化方法 (プラスチックギブス)
 - V-1. 必要性
 - V-2. 特徴
 - V-3. 使用方法
 - a) one-step 法
 - b) two-step 法
- VI. 固定具の効果
- VII. 考案
- VIII. まとめ

I. 緒言・目的

ここ数年来, CT, NMR, エミッション CT などの開発進歩が目ざましく, これらの画像より放射線治療のための target volume, organ at risk を決定し, 個別化された高い精度の治療を行うには, 放射線診断医と治療医の有機的で密接な情報交換が是非とも必要になってきている¹⁾。また放射線治療時の再現性, 照射野設定の際の精度向上のためにも, 患者の照準装置や固定装具は必須になってきている²⁾。

私共は画像の障害にならず診断が治療体位でできる固定具の条件を設定し, それに適した固定具の開発研究を行ってきた。今回このような条件をほぼ満たすものとして硬質ウレタンフォーム (三井日曹ウレタン社製, ハイブレン・スパーフロス, 以下略して HPSF) を主材料として一工程でモールドを作製する方法を確立したのでこれを中心に報告する。

尚 bite block は固定を強化する良い方法であるが, すでに画像診断³⁾にも治療⁴⁾にも十分満足できるものが開発されているので今回はそれについては検討しなかった。

II. 固定具の作製

II-1. 固定具の条件

設定した固定具の条件は以下の通りである。診断と治療の両方に利用できる固定装具の素材として,

- 1) 放射線の吸収係数が低いこと
 - 2) 複雑な体の曲面に間隙なく適合すること
 - 3) 患者の安全と固定の精度が保たれる強度を有すること
- しかも実際の固定具には
- 1) 製作が容易簡単で安価なこと
 - 2) 反復の使用に耐えられること
 - 3) 人体に安全で装着して不快感が少ないことが必要である。

II-2. 発泡装置と原料

HPSF の発泡装置は, ① 原料ポンペ, ② 溶剤容器, ③ 窒素ポンペと圧力調整器, ④ ホース類, ⑤ ガン (ガン本体とノズル), ⑥ 台車から成る。原料はイソシアネートとレジンの2液が別々のポンペの内に入っている。窒素ポンペから圧力調整器でそれぞれに6.5kg/cm²前後の等圧を加える。ホースは今回は仕様のままの5mの長さのものを使用した。2原液はガンで混合され, フロス状態で吐出される。また溶剤もここより流出するため, 原液, フロスでガン, ノズルが栓塞しないようにできている。ノズルに直径1.0cm, 長さ30cmのテフロンチューブを取付けると操作しやすくなる。

II-3. モールド作製手順

HPSF はどこでも発泡し硬化させモールドを作ることができるが, ここではシミュレーターの台の上で脳および頭頸部用の固定具を作製する手順を述べる。

1) 治療部位に合った種々の形, 大きさの HPSF のすでに固まった枕 (Fig. 1-a) を用意する。患者個人に合い照射部位に適した枕を頭部, 頸部の下に敷き, シミュレーションを行い仮の位置を決める。この時, 照射部位に皮膚マークをつける。

2) 患者を一旦起こし, HPSF の枕をビニール袋 (大きさは65×80cm, 厚さ0.02mm) の内に入れ, HPSF をノズルの先よりフロス状態で吐出させる (Fig. 1-b)。

3) 発泡, 膨張に伴って出る気体 (フロンガス, 窒素ガス) をビニール袋の開口部より逃がす。患者に直前にシミュレーションしたのと同じ体位をとらせ, ライト・ロカライザーで再び照準する。

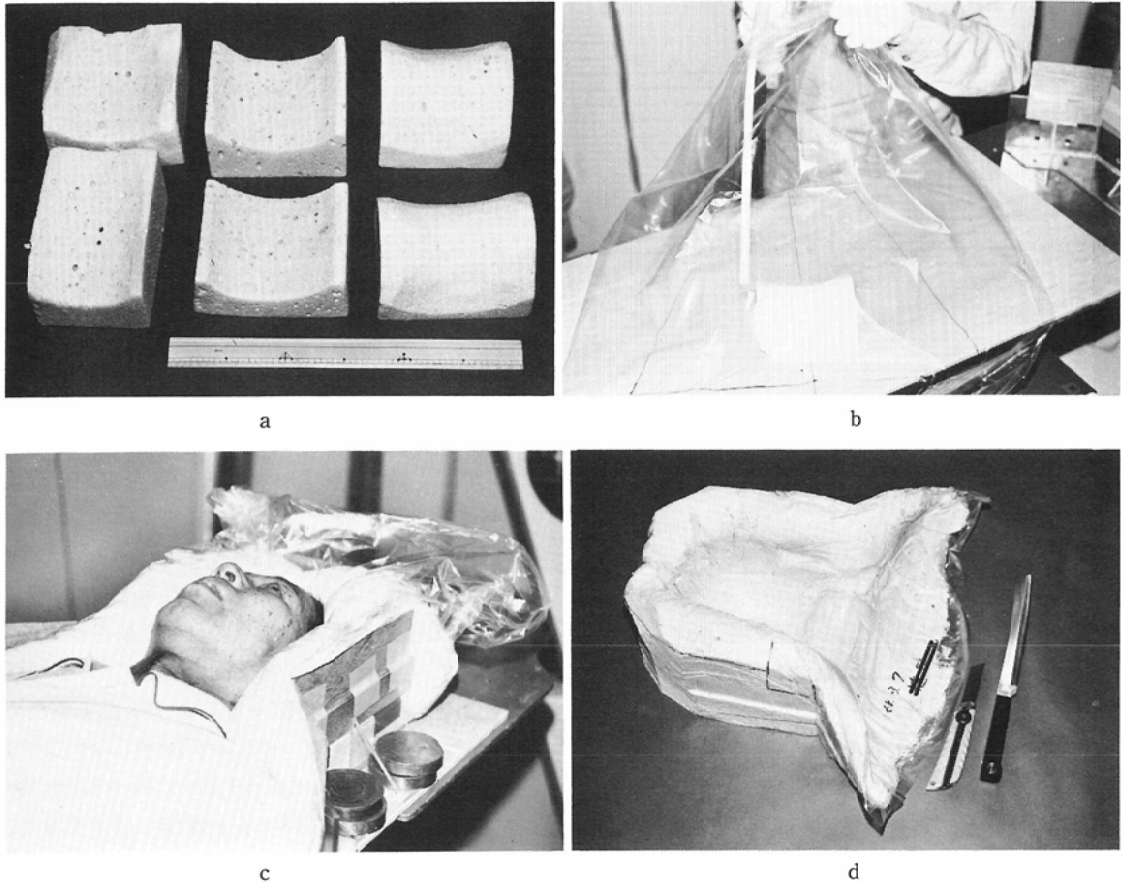


Fig. 1 Process to make HPSF mold.

- a) A number of pillows made of HPSF in various sizes and shapes are prepared.
- b) Frothy HPSF is belched from teflon-tube into a vinyl sac.
- c) HPSF is foaming and hardening on the couch of a simulator. Out-side frames are fixed and press a expanding foam.
- d) Unnecessary parts of a hardened mold are cut-off for better shaping.

HPSFは吐出してから硬化し始めるまで約6分間を要する。この間にアクリル製外枠等で左、右、頭頂方向より圧迫すると、発泡圧が適度(12g/cm²)になるため、体の輪郭によく適合し固定に必要な高さまで発泡体は上昇する(Fig. 1c)。

- 4) 必要なシミュレーションフィルムを撮る。
- 5) 吐出より約15分すると硬度が増し、固定具としての形態がくずれることがなくなるため、患者の頭頸部をモールドより遊離させ型取りが終了する。
- 6) 数時間すると完全に硬化するので、発泡体の

余分な所、照準に邪魔な所等をカッターナイフ等で切除するとモールドができ上がる(Fig. 1d)。

III. 硬質ウレタンフォームの基礎的検討

III-1. 発泡硬化時の発熱(Fig. 2)

HPSFは硬化の進行と同時に発熱するが、その状況を観察するために臨床使用に近い条件にして実験を行った。大きさは60×85cm、厚さ0.02mmのポリエチレン・ビニールの袋の内に6、9cmと12cmの3種の厚さに発泡させ、中心部とビニール袋外側表面の発熱の状態を温度センサーで測定した。尚、実験時の室温は23℃であった。

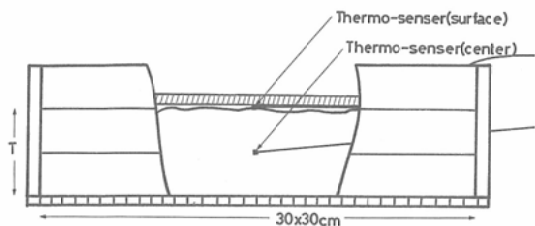


Fig. 2 Diagram for measurement of thermogenesis of HPSF (T=3, 6 and 9cm)

III-2. 物性—比較を中心に—

発泡体の中でモールド材として使用した経験のある発泡スチロール(以下略してSF), ソフラン-R(以下略してS-R)とHPSFの3者をJIS規格(JIS-A 9514)⁶⁾に従い密度, 圧縮強度, 曲げ強度の3項目につき測定した。圧縮強度は50mm立方の試料を東洋精機ストログラフR-200WTで10mm/分の速度で圧縮した。曲げ強度は東洋精機テンシロンUTM-ML型で長さ300mm, 幅75mm, 厚さ20mmの各試料をスパン200mm, スパンの中央で10mm/分の曲げ速度で測定した。これらの測定は全て同種, 同形の試料の測定を3回行い, 途中で破損したものを附記した。

III-3. 放射線の吸収

SF, S-R, HPSFの3者に対してコバルト-60の細い線束を用いてその線減弱係数を測定した。線源は5 μ Ciの標準線源用コバルト, 測定器はホールボディ・スキャナー(富士電機製造社製, NMB-WBS-101-1型)内のNaI(Tl)シンチレーター(Harshaw Chemical社製, 光電子増倍管: RCA 4525)を使用した。波高分析器は1024チャンネルのマルチ・チャンネルアナライザー(Tracor-Northern社製TN-1710型)を用いた。測定の幾何学的条件(Fig. 3)は線源—測定器間39.0cm, 線源から試料表面まで14.0cm, 試料は縦横7.0 \times 7.0cmで厚さ10cmのもので測定した。鉛ブロックの厚さ5.0cm, その線源側の穴は0.5cm, 測定器側の穴は1.0cm直径にした。高圧1,000KV, range 60, 測定時間600秒, Gross count region 107.0—153.0 channelsの測定条件であった。

III-4. 皮膚線量におよぼす影響

皮膚に密着しているモールドが skin sparing

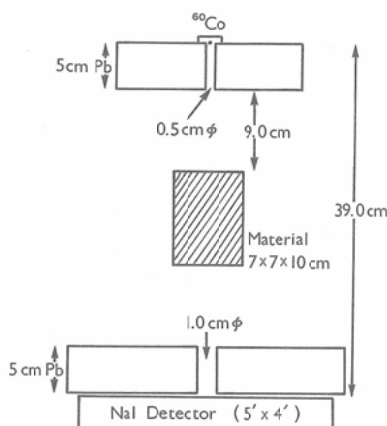


Fig. 3 Schematic diagram for measurement of linear attenuation coefficients of narrow beam for Co-60 gamma rays

effectを損う度合いを知るためコバルト-60ガンマ線(東芝メディカル製, RCR-120-C1型), 10MV X線(東芝製, LMR-Z型)の2つの線質の異なる線源を用い, 密度の差の大きいSFとHPSFの2試料の表面線量におよぼす影響をTLDで測定した。コバルトではSSD 80cm, 10MV X線ではSSD 100cm, 照射野の大きさは共に10 \times 10cm, 試料の大きさは縦横12 \times 12cm, 厚さ1.0, 2.5, 5.0, 10.0cmの4種, 照射線量はDmax 2Gy (200rad)

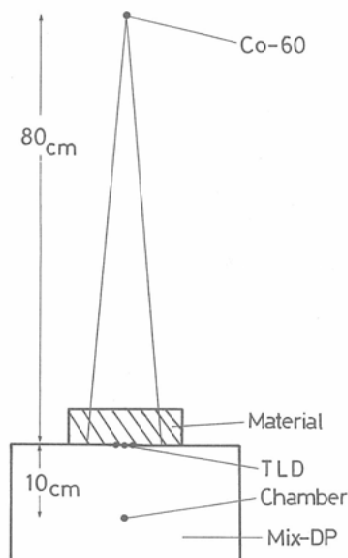


Fig. 4 Schematic diagram for measurement of effects of SF and HPSF on surface doses

Table 1 Physical characteristics of the foaming materials

	SF	S-R	HPSF	
Density (kg/m ³)	14.7	35.3	46.0	
Compression test (kgf/cm ² *)	Longitudinal	0.74	2.76	1.82
	Sideways	0.81	2.09	2.50
Bending test (kgf/cm ² *)	1.01	2.02**	3.24	

* 1 kgf/cm²=9.80665 × 10⁴ N/cm² (N=newton)

** Two of 3 specimens were broken down during the test.

であった⁷⁾。Mix-DP ファントームの表面に1cmおきに TLD の入る穴を十文字型に5つにあげ、TLD (化成オプトニクス社製, MBO-S type) をその内に5個挿入しておいて同時曝射した (Fig. 4)。TLD の精度は±5%以内のものを使用した。尚、ファントームの表面より10cm下で中心線束が通る所にアイオネックス・チェンバー (0.6cc, 2505/3型) を挿入して照射線量を測定し、線量計 (Nuclear Enterprise 社製, 2500/3型) で確認した。10MV X線ではキャリブレーションは±2%以内、コバルトでは±1%以内であった。

III-5. 皮膚刺激試験

S-R, HPSF の皮膚におよぼす刺激性をパッチテスト⁸⁾で検討した。教室関係者のうち健康な20人の被験者の左前腕内側に縦横1.0×1.0cmで厚さ1mmの試料を48時間貼布し48時間と72時間の2回、ひとりの皮膚科医師が反応を判定した。判定基準は、(-) 反応なし、(±) 非常に弱い疑わしい発赤、(+) 弱い部分的な発赤反応、(++) はっきりした一面の発赤反応を用いた。2回の検査のうち相互の反応の差が大きい方をとり総合判定とした。

IV. 結果

IV-1. 発泡硬化時の発熱 (Fig. 5)

吐出より20~30分すると最高温度に達する。中心部の最高温度は発泡体が6cmの厚さで74℃、9cmで94℃、12cmで104℃で厚さが増すに従い高温となる。一方表面温度は中心部より約10分ほど遅れて最高温度に達するが、発泡体の厚さに関係なく、45℃前後で一定である。

IV-2. 物性 (Table 1)

密度はSF 14.7kg/m³, S-R 35.3kg/m³, HPSF 46.0kg/m³でS-RはSFの約2倍強、HPSFは約

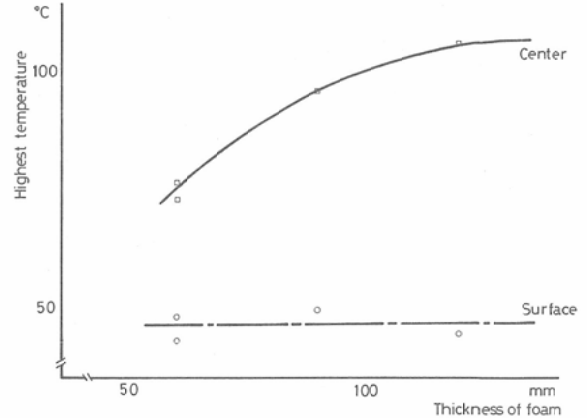


Fig. 5 Relationship of the highest temperature and thickness of HPSF at foaming and hardening

3倍の密度がある。

圧縮強度試験ではS-Rが縦横共に2kgf/cm²以上あり一番優れており、HPSF, SFの順である。

曲げ強度試験では、S-Rの3個の検体のうち2個が途中で破損し曲げに対しもろさが目立った。この実験ではHPSFが一番良い結果が得られた。

IV-3. 放射線の吸収

コバルト-60の直径1.0cmの細い線束で測定したSF, S-R, HPSFそれぞれの相対的な線減弱係数 μ (cm⁻¹)は0.0009, 0.0029, 0.0028で、Table 2にこれらの結果を水の線減弱係数 $\mu_w=0.0630$

Table 2 Linear attenuation coefficients for Co-60 gamma rays

Material	Linear attenuation coefficients μ (cm ⁻¹)	μ/μ_w^*	Density (g/cm ³)
SF	0.0009	0.014	0.014
S-R	0.0029	0.045	0.048
HPSF	0.0028	0.045	0.048

$\mu_w^*=0.0630$ cm⁻¹

で除したものと、それぞれの試料の密度との相関を示している。実際の治療に用いる広い線束では放射線の吸収はさらに少なくなることが予想される。

IV-4. 皮膚線量におよぼす影響

Fig. 6に Dmax 2Gy (200rad) を100%とし、TLDで測定された表面線量をプロットした。黒丸(●)は5本のTLDの平均値を、バーは標準偏差を示す。またこの測定値にはTLD自体のビルドアップ効果も含まれている。

コバルトではコントロール値は62±7%, 5cm厚のHPSFとSFの値はそれぞれ91±6%, 72±6%, 10cm厚では同じく94±8%, 90±7%である。ライナック10MV X線ではコントロール26±3%, 5cm厚のHPSF, SFの値は45±1%, 35±2%, 10cm厚55±5%, 44±3%である。

以上より皮膚線量の増加の程度はコバルト・ガンマ線の方がライナック10MV X線よりも大きく、またHPSFはSFよりも同じ厚さでは大きく増加する。

IV-5. 皮膚刺激試験 (Table 3)

総合判定の(-), (±)を陰性反応, (+), (++)を陽性反応としてχ²検定⁹⁾を行うと、S-Rはコントロール (p<0.001), HPSF (p<0.001)との間に有意差を持って皮膚刺激性が強い。HPSFはコントロールと有意差はない (p>0.3)。

以上よりS-R, HPSFの特徴をTable 4にまとめた。

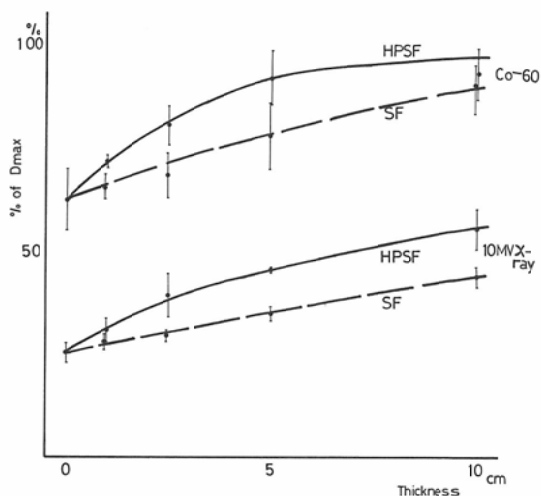


Fig. 6 The effects of surface dose by blocks of various thickness of SF and HPSF.

(●) mean value (I) standard deviations

Table 3 Integrated results of Patch test (irritant contact test)

	Control (vinyl film)	S-R	HPSF
-	19	3	13
±	1	1	5
+		10	2
#		6	

V. 固定の強化方法—プラスチックギブスによる—

V-1. 必要性

HPSFで頭頸部全体を被うモールドを作るこ

Table 4 Material comparison between S-R and HPSF

	S-R	HPSF
Preparation process	simple	complicated and necessitates technical skill
Properties of raw materials	viscous liquid form	frothy
Expansion rate of foaming	considerably variable (10-30 times)	relatively constant (2-2.5 times)
Thermogenesis	slightly hot	moderately warm
Emission of irritating smell	fairly strong	weak
Irritability to skin	strong	weak
Touch feeling	uncomfortable, harmful to skin	durable, safe
Bending, distortion	frail	tolerant

Table 5 Comparison between two plastic plaster casts

		SCC	TL-R
Carrier material		knitted fabric of glassfiber	nonwoven fabric
Impregnating material		polyurethane prepolymer	polyurethane prepolymer
Hardening liquid		water	water
Hardening period at room temperature		6—10 min.	6 min.
Physical characteristics*	Density (g/cm ³)	—	0.65
	Tensile strength (kgf/cm ²)	108	78
	Tensile elongation (%)	3	18
Facility of fabrications	Molding	poor	good
	Cutting	poor	good
General features	Weight	slightly heavier	light
	Impact resistance	good	good
	Transmission of X-ray	slightly radio opaque	nearly radiolucent
	Irritability to skin	harmful	safe

*JIS Standard L-1096

とは可能であるが、そうすると脱離、照準が非常に困難になること、また精神的な恐怖感等を配慮すると、矢状面で下半分は HPSF のモールドで固定し、上半分は比較的放射線透過性のよいプラスチックギプスで固定を強化する方が妥当である。2つの製品、スコッチキャスト(3M 薬品社製、以下略して SCC)、タフライト-R (三菱レイヨン社製、以下略して TL-R)の基礎的研究を行ったので報告する。

V-2. 特徴 (Table 5)

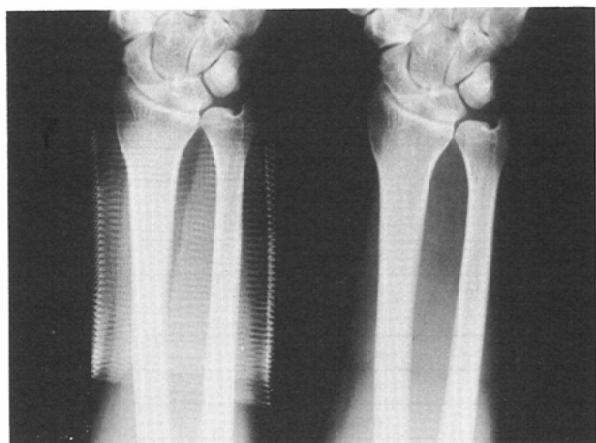


Fig. 7 Radiographs of left forearm enrolled by plastic casts (left: SCC, right: TL-R) in six layers.

SCC と TL-R の物性、加工性、一般特性を検討した。物性は JIS 規格 (JIS L-1096)¹⁰⁾に従い測定した。強度は SCC が優れているが、加工性と一般特性に於いて TL-R の方が良い、また TL-R は基布が不織布で含浸剤がウレタンプレポリマーであるので X 線透過性が良好である (Fig. 7)。

V-3. 使用方法

SCC は被験者の皮膚を傷つけることがあったため途中で使用を中止した。

ここでは TL-R のみについて述べる。TL-R は



Fig. 8 One-step procedure. Direct cast forming over head and face by TL-R

水で硬化するが、強く引っ張って巻くと体輪郭によく適合する。体表面直下に骨が存在する部位、例えば額ではそのまま巻いても適合するが軟かい体表面の所では皮膚、軟部組織にいくらかくい込むので one-step procedure は問題がある。尚、TL-R は硬化し始めてから1日以内なら簡単に切取加工できる。

a) one step 法 (Fig. 8)

人体から鋳型を直接取るためにいろいろな制限があり、大きなもの、複雑な輪郭例えば首から肩にかけてのような所は無理である。ここでは頭頸部のマスクを取る方法を説明する。TL-R を4層に重ねて適当な大きさのシーネを作り、額、下顎、左右上顎部に各々を当て押さえながら、TL-R をギプス状に前頭部と下顎にかけて巻く。水に浸してから20分するとこのマスクをはずすことができる。当科ではマジックテープで HPSF と TL-R のモールドを接合している。

b) two-step 法

従来のアクリル板、塩化ビニール板より shell を作る工程¹¹⁾は、① ギプス包帯を材料とした

plaster cast を作る。② plaster cast に石膏を流す。③ 石膏からアクリル板または塩化ビニール板で shell を作製するのであったが、TL-R を使うの方法では①②はそのままであるが③が異っており、i) TL-R を水につけずに石膏に巻く (Fig. 9-a)。ii) 水につけ、iii) ストッキネットとビニール袋をかぶせ真空ポンプで吸引する (Fig. 9-b)、の順ででき上がる (Fig. 9-c)。③の shell 作製の最も複雑で手間のかかる工程が簡略化され、費用も少なくてすむこの方法では、適合性は one-step 法に比べ非常によく、高度の精度を要する固定に適する。

VI. 固定具の効果

開発した固定具の効果を確認するために、1) set-up の再現性は週1回の割合¹²⁾で治療前にポータルフィルムを撮り初回治療のそれと比較している。2) 治療中の動きに対する固定効果は患者の照準マークの動きを closed-circuit TV camera system¹³⁾でモニターし、治療直前、中途、終了後の3時点でフィルム撮影して観察している。また症例が十分でないのでここでは固定具の装着によ

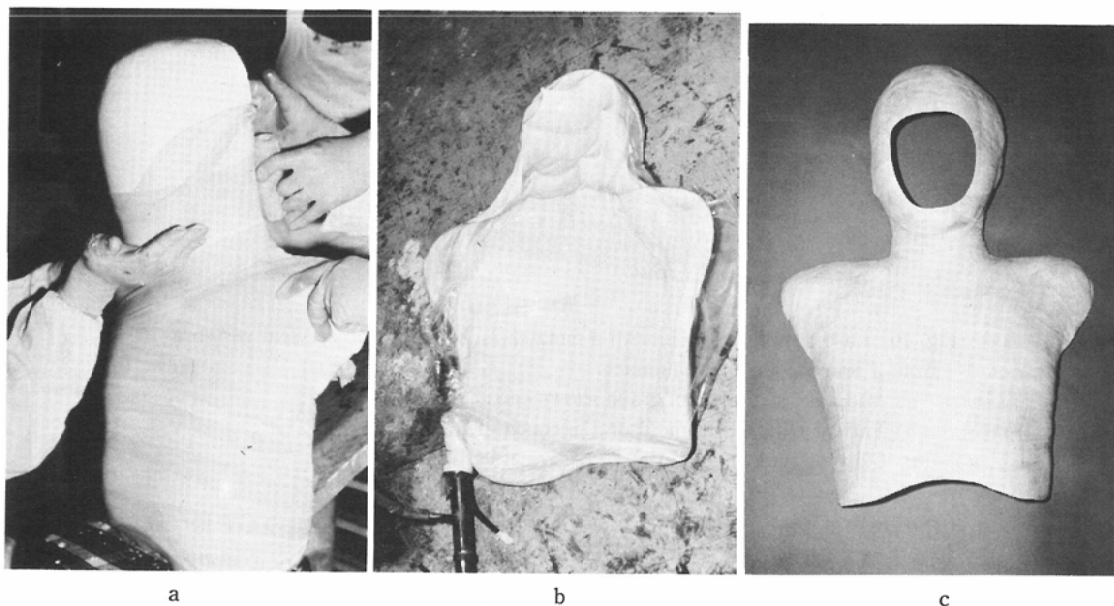


Fig. 9 Two step procedures

- a) Stretched TL-R are rolled up on plaster model
- b) Plaster model is covered by stockinett and a vinyl sac, then vacuumized.
- c) The completed cast.

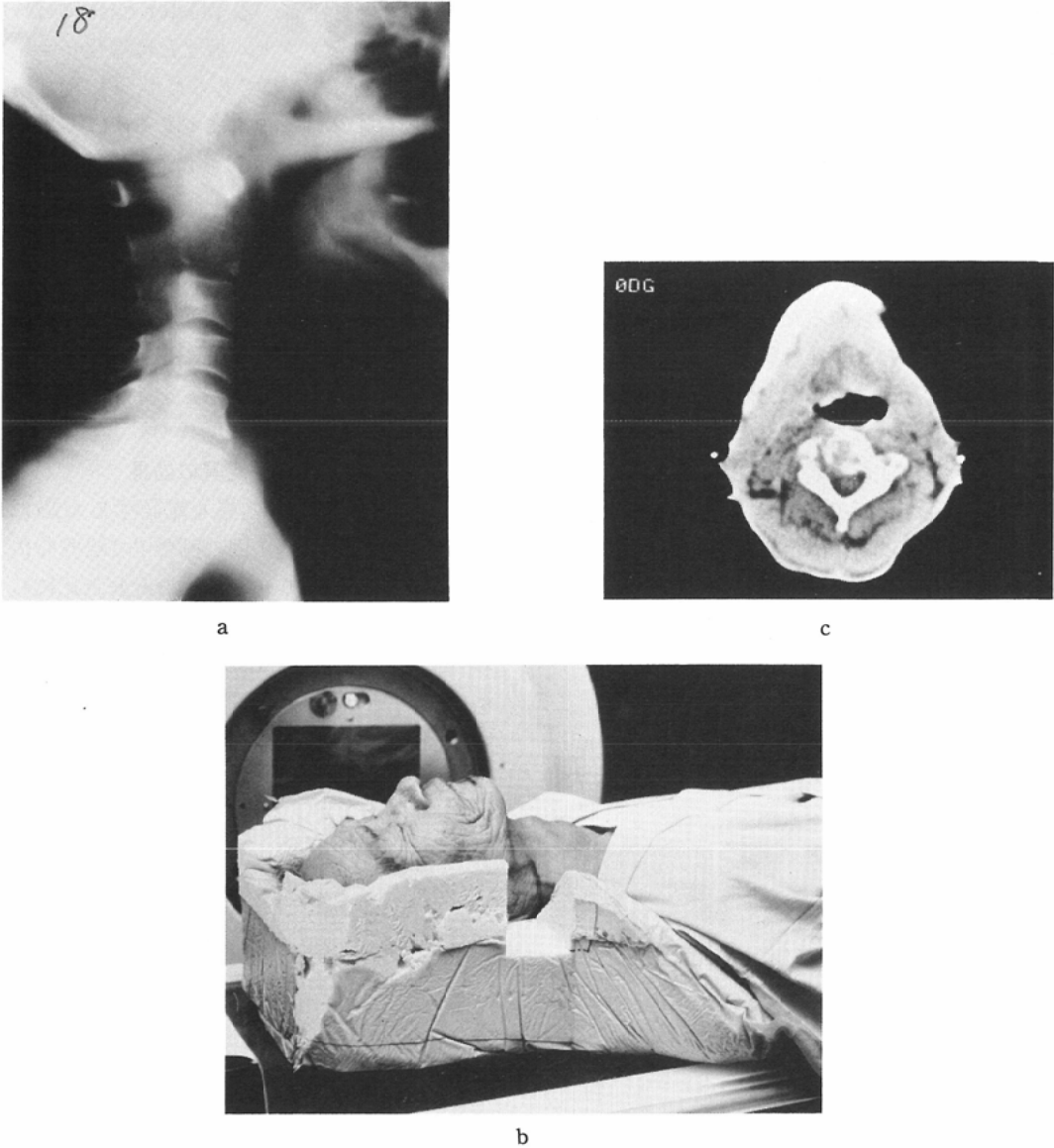


Fig. 10 Case 1 ; male, age 65, with a metastasis to the second cervical vertebra from a bronchogenic carcinoma

- a) Midplane sagittal tomograph shows defect
- b) Patient with HPSF mold on the couch of Linac
- c) CT scan with the mold at 2nd cervical vertebra

り効果があった代表的な症例を列記する。

症例1) 65歳, 男性, 肺癌の骨転移例で第2頸椎を中心とした骨破壊がある(Fig. 10-a), ライナック10MV X線に対向2門照射を開始したが, 治療中の安全確保を兼ねモールド(Fig. 10-b)を作製し54Gyの照射を完遂し得た, Fig. 10-cは固定具

を装着した治療体位でのCT像である。モールドの部分は通常のdisplayの条件では全く描出されていない。

症例2) 67歳, 男性, 左上顎癌(T₃ N₀ M₀ 前下方型) 右不全マヒ, 関節の軽度硬直と腰椎骨折の既往があるために, HPSFのモールドのみの固定具

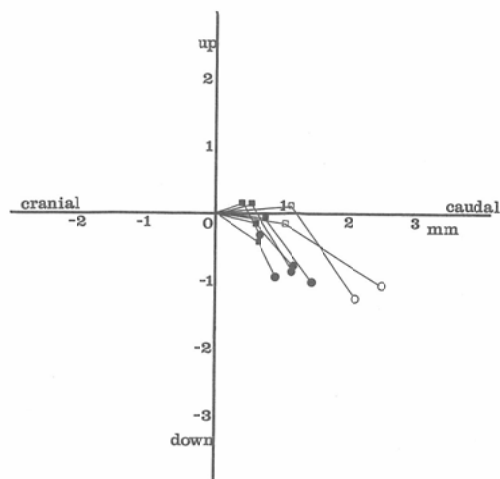


Fig. 11-a Case 2; male, age 67, ca. of left maxillary antrum, Movement on the monitoring TV in each treatment. Point 0: before treatment, □: midway without attaching mold, ○: immediately after treatment without attaching mold, ■: midway with attaching mold, ●: immediately after treatment with attaching mold.

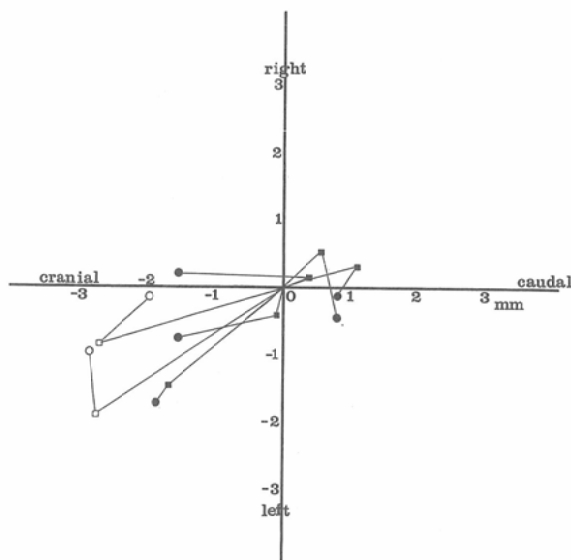


Fig. 11-b Case 3; female, age 41, postoperative status of ca. of left parotid gland. Movement on the monitoring TV. The patient was treated on the right lateral position. Marks were the same as Fig. 11-a

を作製した。装着前後の照射中の動きを Fig. 11-a に各治療回の照射直前(0点), ウェジ交換時(□,

■), 照射直後(○, ●)の3時点でモニターした位置をプロットし, 固定具の装着使用しない場合を中白, 装置してモニターした場合を中黒のしるしで表わした。固定具により2mm以上の動きはなくなったが, 一定方向に移動する傾向は変化しない。このような症例にはプラスチックギブスによる固定の強化が必要である。

症例3) 43歳, 女性, 左耳下腺癌(T₂N₀M₀)術後照射としてコバルト-60ガンマ線, ライナック電子線の併用を同一体位で行うために, 側臥位で照射計画を行った。モニターした動きを症例2と同じように図示した(Fig. 11-b)。固定具装着により照射回数を追うごとに動きが少なくなった。固定しにくい体位でも固定具により動きを2mm以内に抑制できた。

尚, 3症例共に, コバルト・グラフィーによる再現性の検討では set-up の変動は認められなかった。

VII. 考 案

開発した HPSF モールドの固定具が従来の固定具と異なる特徴を述べ, 現在, 将来の放射線治療における意義を考察する。

VII-1. HPSF モールドの特徴

開発した固定具には従来の方法に比較して以下の特徴がある。

1) HPSF は密度が非常に小さい(約0.045g/cm³)ため CT などの新しい診断法でも画像の障害にならない。また照射線量を補正する必要が殆どなく, 回転, 原体などの運動照射時に特に便利である。

2) HPSF は下方から適度の圧力(12g/cm²)で発泡膨張するため, 任意の傾き, 湾曲に対し体輪郭によく適合した自然な形で頭部, 頸部, 上背部が一体となったモールドを作製できる。頭頸部の治療においては頸髄が critical organ になることが多いが, 自然な形で頸髄を固定しているので頸髄の localization error が少なくなる。

3) ビニール袋の内で発泡させるので患者は容易にモールドから脱離でき, シミュレーターの台, CT の撮影台のような狭い所でも one-step でモールドを作製できる。

4) プラスチックギブスで固定を強化することができる。特に TL-R は硬化後加工が容易で軽く、放射線透過性が良い。

5) HPSF, SL-R は共にウレタンを素材にしており、安全で皮膚に直接接しても不快感が少ない。

VII-2. 適応の拡大

ビニール袋の大きさ、形を変えることにより、乳癌の術後、再発¹⁴⁾、食道癌¹⁵⁾などの頸部から胸部にかけての照射野、乳幼児、マントル法などの複雑で大きな照射野での half body また whole body cast¹⁶⁾¹⁷⁾、四肢の骨転移および軟部腫瘍¹⁸⁾の固定などにも適応を拡大できる。粒子線治療では患者を固定しかつボラスの支持台としての役目も果たすと考えられる。

VII-3. 三次元的治療計画と治療体位で診断できる固定具の意義

CT の出現により従来の二次元的治療計画から三次元で線量分布をコンピュータ計算することが可能になり¹⁹⁾²⁰⁾、また腫瘍と organ at risk などの周辺の正常組織の位置関係を明確に認識できるようになった²¹⁾。撮影した画像の情報をそのままの形で治療に利用するには患者の体位、整位について次のことが必要である。

① 各種画像の障害にならず診断と治療を同一体位で行う²²⁾。

② 体の基準点を明確にして、正確な計測を表示できるようにする²³⁾。

③ 治療計画のための撮影には放射線治療の経験を持った医師、技師が立会い、放射線治療医の立場で CT 等の撮影をする²²⁾²⁴⁾。

一方、beam pointer system 等²¹⁾²⁵⁾を備えた CT では位置合わせを行えるようになっており、治療室、シミュレーター室、CT 室などどこでも one-step で固定具が作製できる機動性、簡便性が必要となってきている。HPSF モールドと体位を線で合致させる light-localizer²⁶⁾を組み合わせれば、全身どの部分でも診断と治療を同一体位で行うことが可能になる。

VII-4. 固定具と set-up parameters および monitoring system との関係

computer verification system^{27,28)}、double check system²⁹⁾の導入により照射機器側の human error を激減することができるようになった。また患者の set-up においては調節する parameter を減少させ、簡素化することが accidental error をなくす上に重要な点である。このことから各個人個人にあらかじめ合致した固定具の優位性が明らかである。

さらに近年発達した monitoring system^{30,31)}を組み合わせれば、患者の set-up および照射中の固定の精度が検定でき、最低限度の固定具で治療中の固定の高い精度を保つことができる。

VII-5. 今後の検討点

従来のフォームを使った固定具^{16,17,32)}は主にモールド室で作製されていたが、私共の方法ではどこでもモールドを作製できる。しかしまだ次の点において今後の検討を要する。

1) HPSF の発泡装置が大きかりて技能を必要とする。建築用の仕様を医療用に改良する必要がある。現在、小型の発泡装置を試作中である。

2) HPSF は非常に密度が小さいが skin sparing effect を損うために (Fig. 6)、照射方法によっては照射部位の開口が必要な場合もある。現在、我々は左右対向 2 門の場合のみ切取を加えている。臨床症例での皮膚反応の観察がさらに必要である。

3) TL-R は頭頸部では one-step procedure でほぼ満足すべきものができているが、one-step procedure で身体の中の部位でも更によく適合するシーネ状のギブスの開発が望まれる。

VIII. まとめ

硬質ウレタン・フォームで簡便にモールドを作製する方法を開発した。この方法は次の特徴がある。

1) 密度が非常に小さいために画像診断の障害にならず、かつ照射線量の補正がほとんど要らない。

2) 適度の圧力で発泡するため自然な形で頭、頸、上背部が一体となったモールドができる。

3) ビニール袋の中で発泡させるため、シミュレーター、照射台などどこでも one step procedure

でできる。

4) プラスチックギブス (タフライト-R 等) で固定を強化できる。

5) 安全で皮膚刺激性が少ない。また全身どの部位でも応用可能である。

6) 発泡装置が大がかりであるため、より簡便な装置に改良中である。

稿を終るにあたり、御指導、御校閲を賜った恩師金子昌生教授に謹んで感謝の意を表します。また本研究に際し御協力いただいた教員、放射線部技師の方々と、実験材料を提供していただいた三井日曹ウレタン株式会社、三菱レイヨン株式会社に深謝致します。

文 献

- 1) Goitein, M. and Meyer, J.: The radiologist, computed tomography and radiation therapy. *Radiology*, 143: 799-801, 1982
- 2) Martinez, A., Donaldson, S.S. and Bagshaw, M. A.: Special set-up and treatment techniques for the radiotherapy of pediatric malignancies. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2: 1007-1016, 1977
- 3) New, P.F.J., Scott, W.R., Schnur, J.A., Sawaya, N. and Nipert, W.: Computed tomography: Immobilization of the head by dental holder. *Radiology*, 114: 474-476, 1975
- 4) Karzmark, C.J., Bagshaw, M.A., Faraghan, W. G. and Lawson, J.: The Stanford "bite-block", a head-immobilization accessory. *Brit. J. Radiol.*, 48: 926-928, 1975
- 5) Marks, J.E. and Haus, A.G.: The effect of immobilisation on localisation error in the radiotherapy of head and neck cancer. *Clin. Radiol.*, 27: 175-177, 1976
- 6) 硬質ウレタンフォーム保温材 A9514 (1979). JIS ハンドブック, プラスチック, pp. 1032-1036, 1982, 日本規格協会, 東京
- 7) Wishko, D.S. and Lweinsky, B.S.: Measurement of surface dose with one, two or three layers of lightcast. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 2: 363-365, 1977
- 8) Fregert, S. (ed.): Patch testing. (In) *Manual of Contact Dermatitis* 2nd ed., pp. 71-81, 1981, Munksgaard, Copenhagen
- 9) フライス, J. L. (佐久間昭訳): 4分表の有意性検定. (第2章) 計数データの統計学, 医学・疫学を中心に, pp. 15-24, 1975, 東京大学出版会, 東京
- 10) 一般織物試験方法. JIS. L1096, pp. 5-23, 1979 日本規格協会, 東京
- 11) 晴山雅人, 小柴隆藏, 桜中智康, 西尾正道, 斉藤明男, 酒匂 健, 加賀美芳和, 斉藤知保子, 新島和也: Shell 成形機の試作について. *臨放*, 26: 993-995, 1981
- 12) Byhardt, R.W., Cox, J.D., Hornburg, A. and Liermann, G.: Weekly localization films and detection of field placement errors. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 4: 881-887, 1978
- 13) Kelsey, C.A., Lane, R.G. and Connor, W.G.: Measurement of patient movement during radiation therapy. *Radiology*, 103: 697-698, 1972
- 14) Montagne, E.D., Tapley, N.V. and Barker, J.L.: Radiotherapy in the management of nondisseminated breast cancer. (In) Fletcher, G.H., ed.: *Textbook of Radiotherapy*. Third Edition, pp. 528-583, 1980, Lea & Febiger, Philadelphia
- 15) Mendenhall, W.M., Million, R.R. and Bova, F. J.: Carcinoma of the cervical esophagus treated with radiation therapy using a four-field box technique. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 8: 1435-1439, 1982
- 16) Landberg, T., Svahn-Tapper, G., and Bengtsson, C.-G.: Whole-body-casts for patient immobilization in mantle treatment, treatment of the inverted-Y and moving strip. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 2: 809-813, 1977
- 17) Lane, R.G., Lake, D., Rosen, I.I. and Kelsey, C. A.: A whole body repositioning system. *Radiology* 126: 258-259, 1978
- 18) Tepper, J., Rosenberg, S.A. and Glatstein, E.: Radiation therapy technique in soft tissue sarcomas of the extremity-Policies of treatment at the National Cancer Institute. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 8: 263-273, 1982
- 19) Bukovitz, A.G.: Three-dimensional dose distributions for external beam radiotherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 4: 493-498, 1978
- 20) Goitein, M.: Limitations of two dimensional treatment planning programs. *Med. Phys.*, 9: 580-586, 1982
- 21) Reinstein, L.E., McShan, D.L., Land, R.E. and Glicksman, A.S.: Three-dimensional reconstruction of CT images for treatment planning in carcinoma of the lung. (In) Ling, C.C., Rogers, C.C., Morton, R.J., ed.: *Computed Tomography in Radiation Therapy*. pp. 155-165, 1983, Raven Press, New York
- 22) Goitein, M.: Computed tomography in plan-

- ning radiation therapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 5: 445—447, 1979
- 23) Ash, D.V., Andrews, B. and Stubbs, B.: A method for integrating computed tomography into radiotherapy planning and treatment. *Clinical Radiology*, 34: 99—101, 1983
- 24) 松田忠義, 牧野宣一, 杉山 彰: 放射線治療におけるCTの応用. 癌の臨床, 27: 1478—1486, 1981
- 25) 中村 譲, 飯沼 武: 放射線治療計画用CT, ビームポインタシステム. 松田忠義編: 放射線治療とCT. pp. 55—63, 1982. 秀潤社, 東京
- 26) Boyer, A.L.: Lesercross—"hair" sidelight. *Med. Phys.*, 5: 58—60, 1978
- 27) Kartha, P.K.I., Chung-Bin, A., Wachtor, T. and Hendrickson, F.R.: Accuracy in radiotherapy treatment. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 2: 797—799, 1977
- 28) Sternick, E.S., Berry, J.R., Curran, B. and Loomis, S.A.: Real-time computer verification for radiation therapy treatment machines. *Radiology*, 131: 258—262, 1979
- 29) Hendrickson, F.R.: The four P's of human error in treatment delivery. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 4: 913—914, 1978
- 30) Sandberg, G.H.: An electro—optical patient localization monitor using retro-reflecting tape. *Phys. Med. Biol.*, 15: 192, 1970
- 31) Conner, W.G. Boone, M.L.M., Voemett, R., Hicks, J., Miller, R.C., Mayer, E. and Sheeley, N.: Patient repositioning and motion detection using a video cancellation system. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 1: 147—153, 1976
- 32) Gell, G. and Krispel, F.: The integration of CT information into an existing interactive therapy planning system. (In Berry, R.J., ed.: *Computerized Tomographic Scanners in Radiotherapy in Europe*. *Brit. J. Radiol. Supplement* 15, pp. 160—162, 1981, London
-