

研究会記事

* 目 次 *

- 26-1 放射線治療へのコンピューター応用の展望
サイクロトロン及び中性子発生装置の利用状況
—ガン研 尾内能夫…………… 4
- 26-2 病院放射線診療部門の情報処理
—国立がんセンター 梅垣洋一郎…………… 5
- 26-3 線量計算と治療機器制御へのコンピューター応用
—日電 稲邑清也…………… 8
- 26-4 The Automation of the Treatment Planning
of Cancer.
K. Inamura, S. Otani, Y. Umegaki…………… 16

賛助会員名簿

従来の名簿に代えて大きく扱わせて頂くことにしました。
目次裏、裏表紙にもあります。

情報化時代をになう感材製品



小西六写真互業株式会社

東京都中央区日本橋室町3-1 電 (270) 5 3 1 1 大代表

〈営業所〉 大阪(252)5246 名古屋(231)6241 福岡(29)5731

札幌(261)0261 広島(91)5246 仙台(21)1651

前進する島津放射線機器



X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器

島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京 都 211-6161	大 阪 541-9501	福 岡 27-0331	東 京 (03) 292-5511
宇 部 21-5486	札 幌 231-8811	仙 台 21623131	名 古 屋 563-8111
鹿 児 島 22-7087	秋 田 33-7844	松 山 43-3088	広 島 43-4311
放射線事業部	京都市中央区西ノ京染原町1	(075) 811-1111	高 松 31-2726

技術のシバデン!!

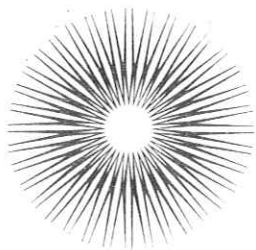
X線 TVカメラ装置
患者監視用 TVカメラ装置
電子顕微鏡用 TVカメラ装置



芝電気株式会社

本社 〒100 東京都千代田区内幸町2-1-6 日比谷会館ビル TEL 03 591-4241 代表
八王子事業所 〒192 東京都八王子市大和田町1644 TEL 0426 42-0111 大代表

世界一の蛍光体技術が生きています



増感紙 蛍光板

大日本塗料株式会社 蛍光品事業部
東京都千代田区丸の内3の2〔新東京ビル〕216-6201



明日をつくる技術の東芝

医用電子機器 医用放射線機器

●お問合せは

東芝

東芝放射線株式会社

東京都中央区日本橋江戸橋3丁目7 電話(272)4271(大代)

nac ナック

映像システム 株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話(904)2321-4

健康づくりと医療の進歩に貢献する **日立レントゲン**



診察用X線装置

・X線テレビ装置

胃部集団検診用装置

・断層撮影装置

・回診撮影装置

治療用装置

核医学機器

・RIデータ処理装置

・シンチカメラ

・ホールボディスキャンナ

・RIレノグラム装置

その他各種付属機器

日立レントゲン株式会社 東京都千代田区内神田1-1-4 (日立鎌倉橋別館) 電話(292)8111

癌研究所第6研究室（物理）

尾内能夫

1. 放射線治療へのコンピュータ応用の展望

本年9月にグラスゴーで開かれた電子計算機の放射線治療への応用に関する第3回国際会議を中心にして述べた。この会議は closed で参加者は約90名の物理学者、放射線治療医、計算機の専門家、その他である。議題は次の5群で、その中に22の working groupがある。参加者はいずれかの Group 2つに入って討議に加わり、結論は各 Group の座長によって報告された。その報告を概説した。

A. Man-Machine Co-operation.

B. The Rationale and Design of Treatment.

C. The Collection, Analysis and Exchange of Information.

D. Trends in Radiotherapy and Technology.

E. Human Beings and Computers—Allies or Enemies.?

2. サイクロトロン及び中性子発生装置の利用状況

今回見学してきたロンドンのハンマスマス病院、シカゴのアルゴンヌ癌研の医用サイクロトロンおよびマンチェスターのクリスチャー病院の中性子発生装置を中心に、世界で使用されている医用サイクロトロンの比較とサイクロトロン製造核種の特色および中性子線治療に使用されている線源の種類とその特質を文献によって紹介した。

病院放射線診療部門の情報処理

国立がんセンター 梅 垣 洋 一 郎

1970年9月23日—26日、ミズーリ州コロンビアで行なわれた **Computer Application in Radiology** での講演から受けた印象を要約する。演題を整理すると、

Radiology system	7題
Radiation therapy	10題
Instruction & Information system	15題
Radiant image analysis	19題

である。

結論から述べると米国でもまだ **Radiology** の Department が実質的に **EDPS** 化されているわけではなく、ようやく実験段階に入ったといえる。米国で統一せられた方式はまだない。日本とちがってコンピュータ応用のポスが多いので、かえってまとまりにくい面もあるかもしれない。

ただし、病院管理面でのコンピュータ利用は大幅に導入されつつあり、これが **Radiology** 部門の業務を一面では助けていると共に、他面では業務合理化の促進を要請していると思われる。

講演の中でしばしば目についたことは、**CRT** 端末器が非常に普及し、使われていることである。この装置が病院のすべての部門に設置できるようになれば、病院業務の **EDPS** 化は一挙に促進されるであろう。

別表に **Dr. Krichoff** による端末装置の比較表を挙げておく。

1. Radiology system

EDPS 化の前に先ずシステム分析が必要である。その場合に **EDPS** 化により、どのようなメリットがあるかが第1の問題である。演者の要旨をしぼると、1) 限られた数の検査室の能率的な使用、2) 待時間の短縮、3) リポート作製配布業務の促進、4) 診断論理の構

成によるレポート作製の能率化及びレジデント教育の改善, 5) 診療記録の合理化, 6) 診療装置の制御等であった。特に2) および 3) については, 日本の現状とは比較にならぬ位きびしい検討がなされている。ミズーリ大学のDr. Lehrによると, レポート作製のためのODARS, MARSシステムが導入されてから, レポート配布までの時間が従来の23時間から3.33時間に短縮されたという。短縮された要因は, イ) タイピストによるEditingが大幅に軽減されたこと。ロ) 印刷が即時化されたことにあり, 医師の読影時間には殆ど変りがなかったという。熟練したRadiologistであれば, 診断ロジックの枝分れをたどることなしに直ちに最終診断に到達するので, システムにフォローすることに抵抗があるようである。とにかくここまで実用化するのに20万ドルかかっている由であった。

最近のコンピュータの大型化, タイムシェアリングシステムの進歩により, レポート作製のためのコストは急速に低下しつつあり, Dr. Meschauのシステムでは1件当り\$1.18であり, 従来のmanualシステムに較べて20%くらい高いだけであり, 充分引き合うとのことであった。

待時間の短縮も又重大な目標と考えられるが, その実現のためには院内すべての部門のシステム化が必要であり, さすがの米国でもまだ完全には現業化していないようである。各検査室に端末機を設置することにより, 検査患者についての病歴情報が即時に検索可能となり, これが非常に大きなメリットであることが強調された。

4) の診断論理の構成は所謂, Decision treeつまり枝分れの論理を作り上げることで, Dr. Lodwick, Dr. Brolin, Dr. Wilson等の報告があった。その仕事の初期の成果は印刷されていて, 我々も承知しているが, 今回聞いた時点では論理が多彩, 複雑になり, Decision forestともいうべき感じがした。つまりある枝分れの段階で, 考えられる疾患を確率の順に検索し, 次いでそれぞれの疾患について又枝分れの追跡を行なうとか, あるいはある時点で行きづまるとジャンプして他の枝にとび移るといった手法が導入されていることである。論理の構成には多数の症例の集積が必要であって, 又そのためには共通に使用するコード化が必要ということになる。米国では従来A. J. R. コードが使用されているが, Dr. LodwickのようにA. J. R. コードでは役に立たないと批判しているDr. もあり, どうなるのかまだ予測できない。いずれにしても論理を深く研究しているグループとしてはもっと合理的で枝分れに適する所見のdescriptionが必要だということなのであろう。

診療装置の制御は, たとえば診療患者についての診療結果の即時書きこみ, Verification等の業務が大幅に取り入れられている病院もある。Southern California

大学の Radiation therapy center では、治療機器の集中制御を行なっている。
この Center では治療部にコンピュータをおいている。

核医学の部門はコンピュータ使用がよく浸透しているが、平均的な意見としてはデータ処理装置としては現場にミニコンピュータをおき、大量データの処理はタイムシェアリングという方向である。

Nuclear Chicago 社その他の固定プログラム式データ処理装置には満足できないという意見が多かった。

2. Radiant image analysis

この部門の実用化は実際問題として最も困難である。聴講して、正直の所びっくりするような報告は一つもなかった。デジタルフィルタによる特長抽出は一部では熱心に行なわれて成果を挙げているが、何分にも時間とコストがかかりすぎてとても実用化しようにはないと思われた。

一方、アナログ機器、ことに ITV による像の修正等が現段階では臨床的に価値があるとの報告があった。これは当然のことであるが、もっと検討されてよいであろう。レーザーホログラフィーの利用による像の修正乃至特長抽出は最も将来性があるとの演題があり、シンチグラムを処理した画像を見せられたが、あまり感心する程の出来栄ではなかった。

ミズーリ会議の後にバサデナ JPL の Dr. Selzer のラボラトリーを訪問して、同所の成果を伺ったので、その 2~3 を紹介する。

- a) TV カメラレスポンスの補正
- b) 像の歪の修正
- c) 高周波強調によるボケの修正及びエッジ強調
- d) 低周波除去によるグレアー除去
- e) 特定あるいはランダムなノイズの除去
- f) サブトラクションの応用
- g) デジタルフィルタによる特長抽出の医学生物学への応用

グラスゴー及びミズーリのコンピュータ国際会議 出席報告要旨

日本電気株式会社・医用電子部

稲 邑 清 也

1970年9月にイギリス・スコットランドのグラスゴーで開かれた「放射線治療におけるコンピュータ応用」、ミズーリ州コロンビア市で開かれた「放射線医学におけるコンピュータ応用」の両会議に出席致しましたので、これらの中で議論されたうちで新しい事柄を御紹介したいと思います。

1. 線量分布計算へのコンピュータ応用について——最適計画法

これまでの学会では、主に線量分布計算そのものにコンピュータを応用した報告が多かったのですが、今回は最適治療計画法の中の1プロセスとしてとらえられ、議論されました。線量計算そのもののテクニックについては全く論じられません。その時代は過ぎ去った感じ
です。

最適治療計画法は

- (a) 数学的最適化 (Mathematical Optimization)
- (b) 視覚的または手動最適化 (Visual Optimization)
(Manual Optimization)

の2つに分けられて議論されました。

(1) 数学的最適化 (Mathematical Optimization)

これについては現在実績があるわけではなく、将来進むべき方向、方法論、メリット等について検討されました。

この最適化手法のうちで浮び上がってきたものに、次の2つがあります。

- (a) 線形計画法 (Linear Programming)
- (b) 評価関数法 (Score Functions)

(イ) 線形計画法 (Linear Programming) (注)

元来は、オペレーションズリサーチ、システムエンジニアリングあるいはインダストリアルエンジニアリングの分野で定石化された手法です。

(注) 生産活動を例にとると、資金、原料、機械、人員等を数学上の1次の連立方程式として表わし、これらの資源を利用することによって得られる利潤または費用を1次関数に表わして、資源制限を満足し、かつ利潤または費用を最大または最小にする計画を見出す方法。

参考図書 (1) Dantzig, G. B.: Linear Programming and Extensions. Princeton Univ Press 1963.

(2) 岩波講座 基礎工学5, 数理計画法II, 第2章 線形計画法

(ロ) 評価関数法

治療計画のプロセスを分析し、またそのシミュレーションを行なって(例. 線量分布計算), あらかじめ決められた価値基準に従って評価します。

この計画を実施したら出現するであろう事象に対して数値を対応させて(即ち評価関数を定めて), 効果度を表わす尺度として用います。

例えば, 照射したい病巣に線量が集中すれば点数が上がり, 健全組織に線量がかかれば減点されます。Cure Probability を計算し, これを上げ, Damage Probability を計算してこれを下げていく, 確率計算の途中で重み関数をかけ算して行きます。

(2) 数学的最適化における諸問題

ロンドンのmiddlesex病院のD. G. Jamieson等のグループは, 次の様な問題を指摘し, 解決しようと欲しています。

(イ) リニアプログラミングかスコア関クションのいずれの方法を採用するかによって, 結果が異なってくることもある。

(ロ) 最適治療とは何かを明確に定義しておかねばならぬ。でないと数式を立てることが困難になる。

(ハ) 治療医がこの手法について知らない場合, あまりにも盲目的に従ってしまうか, または喰わず嫌いになってしまう危険性がある。

特に医師に主体性がなく, 選択権を持たせない様な危険性がある。

(ニ) 計算速度上げておかねばならぬ。

(ホ) オンラインシステムかタイムシェアリングシステム等が必要。

- (f) 経験によるフィードバックに従って、線形計画法における制約条件や、評価数を改良していきける様なフレキシビリティが必要である。
- また、グラスゴウの J. S. Orr 等のグループは次の様に問題を解決しようとしています。
- (h) 延命効果をねらう治療よりも、早期の病巣に照射して根治するためにこの手法を用いる価値があること。
- (i) 診断の精度を上げる必要がある。
- (j) 病巣の位置、形、大きさのみならず、Critical organ についても詳しい図形情報をすばやく入手出来る方法を開発しなければならぬ。
- (k) 放射線治療のみならず、外科、化学療法、またそれらとの結合についても充分検討しておく必要がある。
- (l) 健全組織への障害確率を定量的に述べられる様な明確な定義をせねばならぬ。そのためには多くのデータが必要。とりあえず、1st order tissue, 2nd order tissue, 3rd order tissue 等に分けておこう。
- (せきずい、じんぞう) (甲状腺)
- (皮膚及気管)
- (m) 既存の照射技法の他にもっと効果的な技法の開発、特に Interstitial 法、Intracavitary 法について開発の必要がある。
- (n) 最適の治療法が見出されてもそれを実施する線源、設備がないといけない。
- (o) 線量率の影響、fractionation の影響を定量的に表わせる様、データを整理する必要がある。
- (p) 3次元での線量計算の必要性。
- (q) 不均質性を考慮した線量計算の必要性。
- (r) Therapist, Physicist のコンピュータに対する正しい認識がどうしても必要である。
- (3) 視覚的または手動最適化 (Visual or Manual Optimization)
- ある照射技法を仮定して、線量分布をコンピュータで計算させ、その答としての等線量曲線を眼で見て、良否を判定し、更に適した等線量曲線を得るべく、前の仮定を修正していく方法です。試行錯誤的なアプローチです。
- この方法ではオランダの Dr. Van de Geijn の論文によると下記の実績があると報告しております。

(イ) Cox, Gallagher, Powers 等の専用小型コンピュータとCRTディスプレイによる方法。

(ロ) Bentley, Milan等の専用小型コンピュータとCRTによる方法。

(ハ) 梅垣, 稲岳, 大谷等の中型コンピュータと専用入力装置, CRTによる方法。

この方法を実現するにはオンラインまたはタイムシェアリングでコンピュータを用いることが条件で, オフラインでは不可能です。

カナダのDr. Cunninghamの論文によると, 専用小型コンピュータの方が, タイムシェアリングよりも適していると結論づけています。

しかし, 今後は次の様な問題点を解決しなければならないだろうと考えられます。次の項目はいくつかのグループで討論されました。

(イ) 機械語だけではなく, FORTRAN 等の高級言語が用いられるようにする。

(ロ) 解剖図等の図形の入力装置を低コストで開発する。

(ハ) 3次元, 不均質問題もできるだけ考慮できるようにする。

(ニ) 大型コンピュータのペリフェラルマシンとしてリンクできるようにし, 更に複雑な問題の解決ができるようにする。

(ホ) 3次元表示ができるだけ望ましい。

(ヘ) 現寸の等線量曲線がよい。

ミズーリの会議では, セントルイスのワシントン大学で専用小型コンピュータを用いて, 他の大学, 病院, 研究所に対して次の様なサービスを行なっているとのことを報じています。

即ち, 放射線治療の協同運営プロジェクトと称し,

(イ) 放射線治療計画のコンサルテーション

(ロ) // // 専門的な //

(ハ) 物理部門の // //

(ニ) 技術訓練

特に(イ)の線量計画は“Treatment Planning Center”と称し, 電話回線とゼロックスコピーにより, 画像の送信, 受信を行なって年間274名の患者に対して, 495件について他病院へのサービスを行なったと報じています。

2. 放射線治療の自動化について

現在, 既にコバルト60, リニアックについてその自動制御, 自動記録のためのコンピュ

ータシステムが市販されています。

これら既存のシステムについての評価、改良点も報告されましたが、もっと本質的な問題
すなわち、

- (a) そのメリットは何か。
- (b) 何を目的とするか。
- (c) 患者に対する悪影響は無いか。

等について真剣に論議されました。以下列挙致します。

(1) 目的は何か。

一口に言って治療精度の向上です。

それを分析しますと、

(イ) ミスの除去

即ち、ウェッジフィルタの向きが逆。

交互に反対側から照射するのに、続けて同じ方向から照射してしまった。

ビームエネルギーのあやまり。

治療医からの指示を誤解する。独り合点をなくする。

等の人間的なあやまりの除去。

(ロ) 患者セットアップの再現性

これについては、 $\pm 2\%$ の精度を必要とするとのDr. Herringの報告があります。

(ハ) 治療記録をとる。

(ニ) 更に高級な照射技法に結びつける。

(ホ) 治療機の精度の上での性能を有効に発揮せしめる。

(2) 実施にあたり留意せねばならぬ事柄

(イ) 技師の技術低下を招かぬ様にする。

(ロ) 技師の責任感覚の低下を防ぐこと。

(ハ) 治療患者数の増加に結びつけるべきでない。

(ニ) 治療コスト低減はできない。それどころか上がる可能性大。

外部照射治療の自動化については、規模、コスト、必要性に応じて下記の様な段階が考
えられるとしています。

これは、Dr. Herring (メーカーの人間)らのグループで論じられました。

第1段階：治療パラメータを完全に網らして自動的に記録する。これは記録の煩雑さ、混

乱を防止すると共に、この記録の分析を、治療途中で行なうことにより、不適

当な治療かどうかを検討し、必要があれば修正することを可能にする。

第2段階：Treatment Verification の段階で、実際に行なわれようとする、セットアップされた治療パラメータと、治療計画によるパラメータとを比較する。そして一定の誤差以上のひらきがあるとエラー警報を発生して、照射できないようにする。

第3段階：コンピュータからの指示により、治療機、治療台などを自動的にセットアップする。

勿論、技師による手動による細かな照準をも含む。

第4段階：治療機を、また治療台を照射中に動かして、更に高級な技法を駆使する。（例として原体コリメータがあります。）

(3) 以上の様な自動制御を行なうには、どのようなコンピュータが必要か。

(i) 専用小型コンピュータ

4 K語程度で

(a) 治療機の動作のモニター。

(b) // 自動制御。

(c) パラメータの比較と警報発生。

等を行なう、プログラムが必要である。

(ii) 大型コンピュータと専用小型コンピュータ

治療記録は大型コンピュータに送って処理させ、統計的に直接役に立つデータをジェネレートさせる。

また、他の臨的に役に立つデータを編集する。

(iii) 治療計画用のコンピュータとの連結。

(4) さし当って解決の迫られている問題は何か

(i) 患者のセットアップと身動きによる誤差を±2 mm以下にする。石こうや発ぼうスチロールによる治具・固定具。

セットアップ用の別の治療台を用意して、実際の治療台にそのまま置換する方法等がある。

比較的楽観的である。呼吸周期により線量率を変化するのも方法である。

(ii) 患者に対する心理的圧迫感をやわらげる。

特に機械音を減少させること。

3. 全般的所感

グラスゴー、ミズーリの両会議を通じて、次の様な感じを持ちました。

(1) 工学的手法の採用

放射線科の診断、治療の活動を1つのシステムとしてとらえ、その目的達成度を向上させるには、どの様な時間的、空間的なプロセス、配列がよいかを解く為に、

オペレーションズ・リサーチ

インダストリアル・エンジニアリング

システムズ・アナリシス

等の工学的手法が用いられ始めていることです。

また、MIS (Management Information System) の手法をも取り入れつつあります。

Total Hospital Information Systemの一環としてとらえられつつもありますが、まだ局部的発想も多い様です。

(2) 化学療法との併用についてのディスカッションがありました。

放射線治療の治療計画ばかりでなく、癌治療のための広義の治療計画 (Treatment Strategy) として、化学療法をも包含する方法をコンピュータを用いて行なうことも考えられています。

(3) Treatment Strategy についてディスカッションが行なわれました。

広義の治療計画とも呼ぶべきもので、

{ 放射線治療
外科手術
化学療法

を含めて、組織的治療、リンパ、ホルモン、酸素法などのあらゆる治療法を結合または選択して、最適治療法を見出すことに、コンピュータを応用せんとしています。

すなわち、悪性腫瘍の治療の長期計画をたてることへのコンピュータ応用が、ディスカッションされています。(Rosenow らのグループ)

ここで、Strategyとは治療医のディンジョンメイキングの意味で、治療効果度からの迅速なフィードバックを考慮している筈のものを言います。

即ち、fast feed back を生かした sequential decision-making methods と言えます。

これへのコンピュータ応用には、MISの手法等が適切だと思われます。

(4) 治療記録の重要性について

数学的最適化 (Mathematical Optimization) はもとより、コンピュータ応用による癌治療の促進には、なるべく明快な因果関係をもつ統計的データが必要となります。そのためには、これまでの治療記録の整理もさることながら、今後の治療記録をもれなく取ることが重要です。そのためにも、コンピュータを用いることが必要になってくる訳です。そして、International なデータ交換も必要となります。

以 上

N-1365 線量分布表示計算機

N-1365 Dose Distribution Display Computer

大 谷 四 郎*
稲 邑 清 也**

要 旨

体内放射線吸収量を計算し等線量曲線を即時にえて治療計画および治療記録作成を正確かつ迅速に行ない、とくに患者のケースに応じた等線量曲線をうるに必要な放射線治療機の最適なる操作パラメータをすみやかにうることを目的として開発された計算機であります。NEAC-3100デジタル計算機の中央処理装置、専用入力装置、CRT ディスプレイ装置、デジタルプロッタ、その他の周辺装置から成ります。線量計算のためのプログラムは治療機の機種に応じてあらかじめ中央処理装置に格納しておき、各門の積算線量、照射野、皮膚面の位置、照射角度、くさびフィルター角度、体厚、その他のパラメータは専用入力装置のデジタルスイッチで設定します。10門までの設定で各門11個のパラメータが入力可能であります。

16インチ CRT にてメッシュ間隔 2.5mm で 6 MeV リニアックの X線の等線量曲線を計算時間 1門あたり 2 ~ 8 秒で表示することができました。実際に臨床用として使用され、今後の放射線治療分野への計算機利用へのありべき姿を示すものとして話題となっております。

The N 1365 Dose Distribution Display Computer was developed to calculate the absorbed dose in a patient's body by irradiation and to work out the isodose curve immediately so as to enable doctors to make treatment plans and records accurately and quickly. The new computer is especially intended to calculate the working parameters which are best suited for radiotherapy machines and which are needed to obtain an isodose curve according to the patient's case.

It consists of a central processor of the NEAC-3100 digital electronic computer and such peripheral equipment as specially-designed input equipment, a CRT display unit and a digital plotter.

The program for dose calculation is pre-stored in the central processor depending upon the type of radiotherapy machine and the parameters, including portal integrated dose, field size, the distance from the skin surface to tumor, angle of irradiated direction, wedge filter angle and thickness of body and so on are set by the digital switches on the input equipment. Ten ports of 11 input parameters per port, can be set.

We have computed an iso-dose curve of a 6 MeV Linac (linear accelerator) X-rays at 2.5mm mesh intervals, by using a 16-inch CRT, and have succeeded in displaying the curve 2 to 3 seconds per port.

The experiment has shown a possibility of use of the new computer in clinical medicine and discussion has arisen as to how a computer should be introduced in the field of radiotherapy in future.

* 電子応用事業部医用電子部部長代理

** " " リニアック課課員
工学博士

1. ま え が き

最近の放射線医学の発達はリニアアクセラレータやベータトロンのごとき医療用加速器の実用化と普及をうながしましたが、その従来にない大出力と秀れた精度のゆえに、短時間に多数の患者を非常に正確に照射できるようになりました。それにとまって治療に先立って行なう治療計画もふさわしい精度と迅速さを必要とするようになりました。

放射線治療の目的は、体内の病巣部のみに必要な放射線が吸収され、周囲の健全組織にはできるだけ吸収されぬことにあり、このために治療計画として個々の症例に対する照射法を検討し、体内の線量分布を計算し、治療パラメータを決める作業が行なわれます。この作業を完全に行なうには熟練した労力と長い時間を要します。だれもが即座には行なえるものではありません。実用的には精度を犠牲にしているいろいろの簡便法を用いているのが現状であります。ましてや多門照射やウェッジフィルタなどを用いる技法についての計算はほとんど困難であります。

そこでこれらの線量分布の計算を電子計算機で行なうことが最近の放射線医学の分野における重要な課題となっており、多くの秀れた研究が行なわれております^{(1)~(10)}。これらはいずれも専門の研究者が汎用の計算機を用い、特別なプログラムをつくって成果をえている状況であります。

私どもは国立がんセンター病院放射線診療部長梅垣洋一郎博士のご指導をえて、治療医が計算機のプログラムなどの知識がなくても所定の治療パラメータを入力するのみで、実時間に近い時間で線量分布を CRT (陰極線管) に表示でき、多門照射、運動照射、ウェッジフィルタなど、各種の術式についても表示できるような実用機を構想として電子計算機と専用の周辺機器とを開発しました。

本システムは N 1365 線量分布表示計算機として完成し、このたび東京築地の国立がんセンターにてご使用い

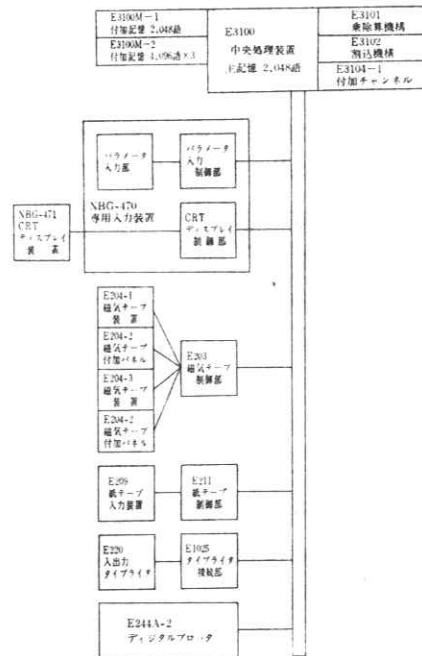
ただき予想どおりの性能をえました。本計算機は医用リニアックひいてはベータトロン、コバルトなどの治療機の性能を有効に活かして稼働率を増大せしめ、バックアップの役目を果たすものと考えられます。このような実用システムは世界にもまだ例がなく、今後の発展が期待されております。以下その概要をご紹介します。

2. 機器構成と性能概略

N1365線量分布表示計算機のシステム構成は第1図のとおりであり、NEAC-3100電子計算機と専用の入力装置と出力装置とから成ります。これら専用の端末機器 NBG 470 専用入力装置と NBG 471 CRT ディスプレイ装置の外観は写真1と写真2のとおりであります。

また性能の概略は第1表のとおりであります。

本計算機の最大の特徴はパラメータを設定することと、スタートボタンを押すのみで中央処理装置への入力、線量計算、出力、表示が行なえることで、別の線量



第1図 N-1365線量分布表示計算機のシステム構成図

Fig. 1 System configuration of N-1365 dose distribution display computer.

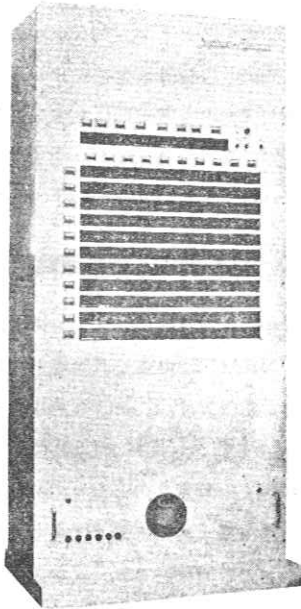


写真1 NBG-470専用入力装置

Photo 1 NBG-470 Specific Input Peripheral Unit.

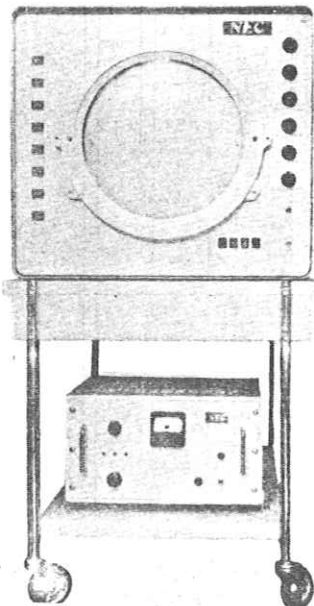


写真2 NBG-471 CRT ディスプレイ装置

Photo 2 NBG-471 CRT Display Unit.

第1表 N-1365線量分布表示計算機の性能の概要

Table 1 Operating specification of N-1365 dose distribution display computer.

項目	性能、規格の概要	
入力パラメータ	最大設定門数	10門
	1門あたりの入力パラメータ	11個
	全入力パラメータ	118個
CRTディスプレイ	表示可能なる範囲	アイソセンターを中心とする1辺57cmの正方形
	最大メッシュポイント数	7000点
	メッシュポイント間隔	2.5mmと5mmの選択
	表示寸法	16インチ丸型(オレンジ色発光)
	表示縮尺	実寸または1/2の選択
	1秒あたりフレーム数	12~20可変
	表示等線量曲線	100%、90%、80%、70%、60%、50%、40%
	表示最大線量	9999 rads
	輝点直径	0.2mm~0.4mm
	表示誤差	0.4mm
計算速度	1門	2~8秒
	10門	57秒
	N門	ほぼ 5N+1秒
適応する治療機	6 MeV リニアック (X線) (NELAC-1006)	

計算をやりなおすときでも中央処理装置の操作卓に向かう必要がないことです。これは外部割込みを用いることにより実現しています。また CRT ディスプレイ装置への出力は専用のバッファメモリを用いず、中央処理装置のメインメモリから直接出力して表示する方式をとっているために、他の CRT ディスプレイ装置に比べて経済的であります。

3. NBG-470専用入力装置

本装置は機能的にはパラメータ入力部、パラメータ入力制御部、CRT ディスプレイ制御部から成ります。

3.1 パラメータ入力部

この部分にはいろいろなケースに応じた線量分布計算をやらせるために自由に選べるパラメータと、計算結果を表示するために必要なパラメータを設定するデジタルスイッチがあります。それに設定されたデータを中央

処理装置へ移送するべく順次切替えていくスイッチング回路とから成ります。

入力できるパラメータの種類とその設定範囲は第2表のとおりであります。スタートボタンはこれを押すことによって中央処理装置へ外部割込みの信号を発し、他の周辺装置や中央処理装置において入出力や処理実行中のときでもパラメータを入力させることができます。この入力が終わるとただちに線量計算を行ない、結果を出力して表示するようにプログラムが組まれていますので、このスタートボタンは一連の計算と表示を開始させるためのものとなります。出力選択用のスイッチがあり計算結果を CRT に表示させるかデジタルプロッタに記録させるかを選ぶことができます。

エラー表示ランプはパラメータ入力部で設定したパラメータがあらかじめ定められた範囲を越えている場合に点灯して、その誤りのあったパラメータを知らせてくれ

第2表 入力パラメータとその設定範囲

Table 2 Input parameters and their allowable range.

記号	パラメータ名	設定範囲
r	微 算 線 量	0~999 rads (1 rad きざみ)
L_L	照 射 野 の 長 辺	0.0~29.9cm (0.1cm きざみ)
L_s	照 射 野 の 短 辺	0.0~29.9cm (0.1cm きざみ)
d	病 患 の 深 さ (支 撐 面 と ア イ ソ セ ン タ 間 距 離)	1.5~29.9cm (0.1cm きざみ)
D	体 厚	0.0~29.9cm (0.1cm きざみ)
θ	照 射 角 度	0°~360° (1° きざみ)
α	く さ ひ フ ィ ー ド 角 度	0°, 15°, 30°, 45°, -15°, -30°, -45°
β	斜 入 射 角 度	-89°~+89° (1° きざみ)
h	遮 蔽 用 吸 収 体 の 吸 収 度	-0.99~0.00 (0.01 きざみ)
w_0	遮 蔽 用 吸 収 体 の 幅	0.0~30.8cm (0.1cm きざみ)
p_0	遮 蔽 用 吸 収 体 の 位 置	-15.4~+15.4cm (0.1cm きざみ)
N	門 数	1~10 (1門きざみ)
l_u	計 算 範 囲 を 示 す 矩 形 の 横 方 向 の 辺 の 長 さ	0.0~42.0cm (0.1cm きざみ)
l_v	計 算 範 囲 を 示 す 矩 形 の 縦 方 向 の 辺 の 長 さ	0.0~42.0cm (0.1cm きざみ)
U_0	計 算 範 囲 を 示 す 矩 形 の 中 心 の 横 軸 座 標	-28.5~28.5cm (0.1cm きざみ)
V_0	計 算 範 囲 を 示 す 矩 形 の 中 心 の 縦 軸 座 標	-28.5~28.5cm (0.1cm きざみ)
ΔU ΔV	メ ッ シ ュ 間 隔	2.5mm, 5mm
ϵ	等 線 量 曲 線 の 幅	1, 2, 3, 4%
γ_0	100% と す る 線 量	0~9999 rads (1 rad きざみ)

ます。ビジー表示ランプは NBG-470 専用入力装置と中央処理装置との間、または NBG-471 CRT ディスプレイ装置と中央処理装置との間でデータを移送していることを示します。

3.2 パラメータ入力制御部

この制御部はパラメータ入力部で設定したパラメータを中央処理装置へ移送するために、中央処理装置からの制御信号を解読し制御します。これらの制御は中央処理装置が PDT 命令 (Peripheral Data Transfer Instruction) と PCB 命令 (Peripheral Control and Branch Instruction) を実行するときに行なわれます。したがって NBG-470 専用入力装置は中央処理装置の主記憶に憶えこませたプログラムによって動作することになります。

3.3 CRT ディスプレイ制御部

この制御部は中央処理装置から送られてくる等線量曲線を構成する座標点や、最大線量を示すデータを NBG-471 CRT ディスプレイ装置に表示させるべく制御および解読をします。これを行なわしめるのは、やはり中央処理装置がプログラムによって実行する PDT 命令や PCB 命令です。

中央処理装置から送られてくるデータが座標点であるか最大線量であるかを識別し、座標点であれば何%の線量点であるか、また横座標であるか縦座標であるかを識別して CRT ディスプレイ装置の DA 変換器や数字表示回路に送り込みます。

4. NBG-471 CRT ディスプレイ装置

本装置は CRT ディスプレイ制御部から送られてくる等線量点の座標データを DA 変換し、CRT に輝点として表示するとともに最大線量データを数字表示管にて表示します。

CRT はオレンジ色発光の16インチ直径のもので、人間の体の断面を十分にカバーすることができます。正確な表示を期するため、レーダー総合表示装置の機能を取り入れましたが、昼光中でも十分見えるように輝度を上

げることができます。表示縮尺は1/1と1/2の選択が可能であり、縮尺度とずれを較正できるようにスケールキャリブレーションの機能を備えています。

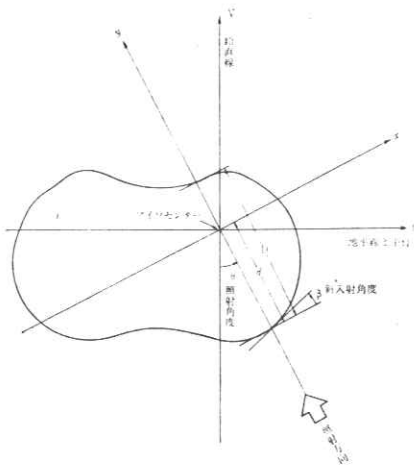
表示画面はシンクロスコープと同じように上下左右に自由に移動させることができ、縮尺度も縦と横を独立に変えることができます。スケールイルミネーションを行ない、写真撮影の際の便をはかっています。

等線量曲線は100%から40%までの10%刻みに7本が同時に表示されますので、どの曲線が何%の線量曲線であるかを識別する必要がありますが、100%から40%の各線量に対応する押ボタンを押せば、それに対応する線量点が強く輝き、同時にその押したボタンも輝きますので一目で対応関係がわかるようになっています。

5. 線量計算方式

線量計算は第2図のようなアイソセンタを原点とするUV座標とxy座標を用いて、UV座標で読んだUV平面上のメッシュポイント上にて行ないます。

メッシュの間隔は2.5mmと5mmのいずれかを選択でき、計算と表示を行なう範囲は矩形で定義し、その横方向長さや縦方向長さおよび中心の座標で指定することになっています。UV平面、xy平面ともに放射線線源



第2図 座標系の定義

Fig. 2 Definition of coordinate system.

の回転軸に垂直で、U軸は地平線に平行、V軸は鉛直線であり、y軸は放射線のビーム軸でyの正の方向は照射方向をあらわします。

N門照射の場合は回転角度（または照射角度） $\theta_i (i=1, 2, \dots, N)$ に対して x_i, y_i 座標が計算されます。

積算線量の各門の和 $R(U, V)$ は

$$R(U, V) = \sum_{i=1}^N r_i A(\alpha_i) \eta(L_i) \left(\frac{F}{F-d_i} \right)^2 \times \frac{P(y_i)}{100} \{Q(x_i) + T(x_i)\} \dots \dots \dots (1)$$

で表わされますが、ここで

$$\begin{bmatrix} x_i \\ y_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G_{1i} & G_{2i} \\ G_{3i} & G_{4i} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U \\ V \end{bmatrix} \dots \dots \dots (2)$$

であり、

$$\left. \begin{aligned} G_{1i} &= \cos \theta_i \\ G_{2i} &= \sin \theta_i \\ G_{3i} &= \sin \theta_i - \cos \theta_i \left(\tan \alpha_i + \tan \frac{\beta_i}{2} \right) \\ G_{4i} &= \cos \theta_i - \sin \theta_i \left(\tan \alpha_i + \tan \frac{\beta_i}{2} \right) \end{aligned} \right\} \dots (3)$$

であります。(3)式の θ_i は照射方向をあらわす角度、 α_i はくさびフィルタ角度、 β_i は斜入射角度です。したがって(2)式は照射方向、くさびフィルタ角度、斜入射角度に応じてメッシュポイントの位置をUV座標からxy座標に変換する式となります。

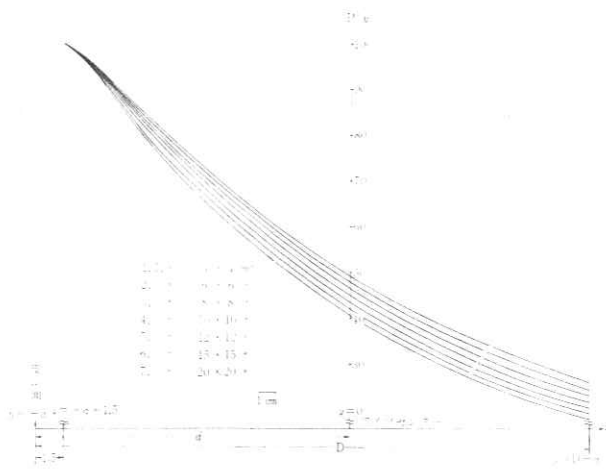
(1)式においてNは門数、 r_i は各門から照射する積算線量で治療機の線量計の指示と同じ定義のものをを用います。

$A(\alpha_i)$ はくさびフィルタを入れた場合の軸上での放射線の減衰による補正係数で、 $\alpha_i=0$ の時 $A(\alpha_i)=1$ となります。

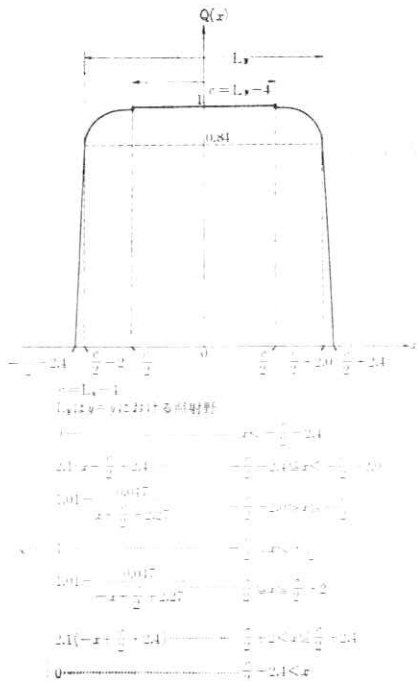
$\eta(L_i)$ はバックスキャタが照射野によって異なるための最大線量に対する補正係数で、10cm×10cmのときに $\eta(L_i)=1$ となります。

Fは線源とアイソセンタ間の距離で6MeVリニアックでは100cmとなります。

dは病巣の深さ、すなわち、皮膚面とアイソセンタ間の距離です。



第3図 6 MeV リニアック X線に対する関数 $P(y)$
 Fig. 3 Function $P(y)$ for 6 MeV linac X-ray.



第4図 6 MeV リニアック X線に対する関数 $Q(x)$
 Fig. 4 Function $Q(x)$ for 6 MeV linac X-ray.

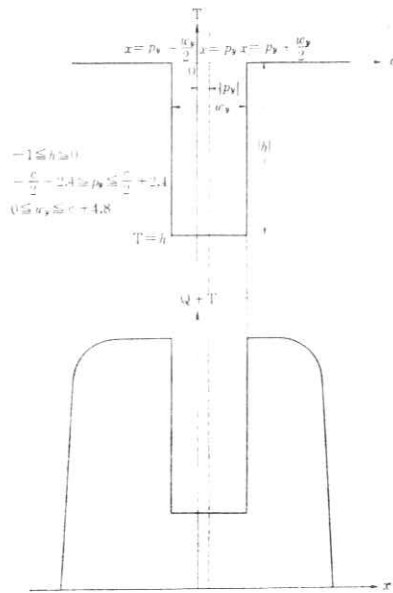
$P(y_i)$ は照射軸上の吸収線量分布で深部百分率曲線を採用しており、照射野をパラメータとする y_i の関数です。第3図に 6 MeV リニアックの X線の関数 $P(y_i)$

を示します。

$Q(x_i)$ は x_i, y_i 平面上で x_i 軸に平行な直線上の吸収線量分布で、ファントム中の平坦度曲線に相当します。第4図に関数 $Q(x)$ を示します。関数 $T(x_i)$ は遮蔽用吸収体の効果を模擬するために関数 $Q(x)$ に加算する関数でアイソセンタで定義された三つのパラメータ h, w_0, p_0 によって変る矩形状の関数です。ここで h は遮蔽用吸収体をおくことによって減衰する線量の比率で、全線量を遮蔽してしまった場合 $h = -1$ 、半分を遮蔽した場合 $h = -0.5$ となります。

w_0 はアイソセンタにおける x 軸と平行な方向の遮蔽範囲であり、 p_0 はその範囲の中心位置を示すものでそれぞれ cm を単位とします。第5図に関数 $T, Q+T$ の例を示します。

照射野はアイソセンタで矩形として定義されておりますので、皮膚面がアイソセンタより線源の側に近いほど皮膚面での照射野は小さくなります。これによる照射野の補正も行ないます。また照射野による深部百分率曲線



第5図 関数 $T(x)$ と $Q(x)+T(x)$
 Fig. 5 Function $T(x)$ and $Q(x)+T(x)$.

の差異は、第3図にも示しましたように7段階に分けて区別します。これにより関数 P の照射野のちがいによる誤差を±1.5%以内に抑えることができます。

6. 使用例

N1365線量分布表示計算機を使用するときは、まず磁気テープにはいつている線量計算用のプログラムを中央処理装置に読み込ませます。この作業は一度行なえばよく、新しく計算をやりなおすたびに行なう必要はありません。ただしNEAC-3100システムを他の用途に用いて線量計算用プログラムが消えたときは、これを行なう必要があります。

プログラムが中央処理装置に記憶されると、あとは専用入力装置とCRTディスプレイ装置の操作のみで、種々の線量計算と表示を行なうことができます。

まずパラメータを専用入力装置のデジタルスイッチで設定します。照射する門数を N で、計算および表示させる範囲と位置を lu,lv,U_0,V_0 で、その他積算線量、照射野などの諸パラメータを設定します。設定し終わリスタートボタンを押しますと、CRTの表示画面に等線量曲線が出ます。

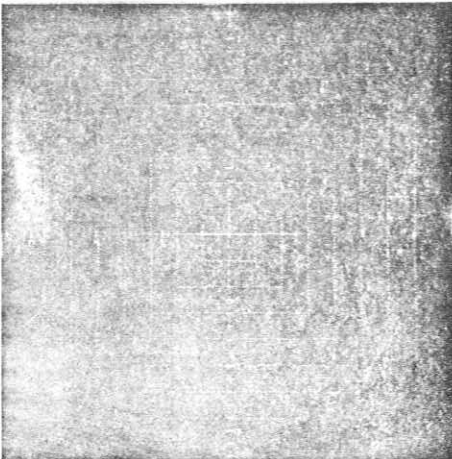


写真3 スケールキャリブレーションのためのテストパターン

Photo 3 Test pattern for scale calibration.

出力選択スイッチがデジタルプロッタの方に倒してあればCRTには表示されず、デジタルプロッタに出力します。このときスケールテスト用スイッチがONになっていれば写真3のような正方形のテストパターンが表示されますので、カーソルに合うようにスケールキャリブレーションを行ないます。スケールテスト用のスイッチをOFFにしますと元のように等線量曲線が表示されます。

REF. SELECT スwitchをMAX. DOSEの方に倒しておきますと、計算区域内で計算された最大線量を100%として等線量曲線が表示されます。このスイッチをMAN. r_0 の方に倒しておきますと、パラメータ r_0 で設定された線量を100%とした等線量曲線が表示されます。したがって、 r_0 を指定することにより任意の線量の等線量曲線を観測することができます。以下6 MeVリニアックのX線について、計算し表示した例を述べます。

写真4と写真5は真上（照射角度 180° ）より照射野 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ で、最大線量の点がちょうどアイソセンタにくるようにして照射した場合の計算例です。皮膚面とアイソセンタ間の距離は 1.5 cm です。実際に測定してえた等線量曲線と良く合致しています。

写真4は100%の等線量曲線を強輝度にした例ですが、写真5は40%を強輝度とした例で画像を上へ平行移動させてあります。

第6図はデジタルプロッタに描記した例です。+印は100%線量を、9、8、7、6、5、4はそれぞれ90%~40%線量をあらわしています。この曲線も実際に測定された等線量曲線と非常によく合います。もちろん実寸大にて描記されていますので、そのまま治療記録用として用いることができます。

写真6と写真7は深さ 3 cm の喉頭癌にそれぞれ左側と右側から照射野 $3.5\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ 、斜入射角度 45° で照射した例で、この2門を合成した線量分布は写真8のようになります。写真8は100%線量点を強輝度としたもので、その下にある直線状に並んだ点群が90%、その下の

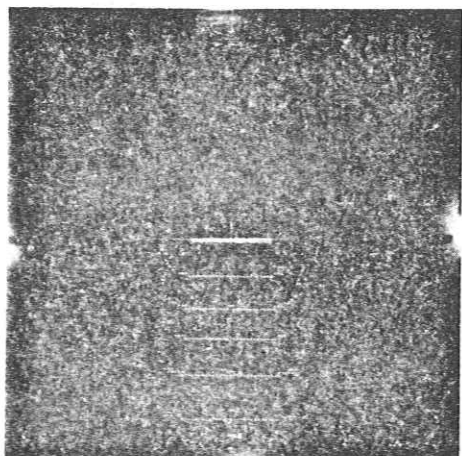


写真4 照射野10cm×10cm の CRT 上の等線量曲線 (100%強輝度)

Photo 4 An isodose chart on CRT for field size 10cm×10cm. (100% curve high intensity)

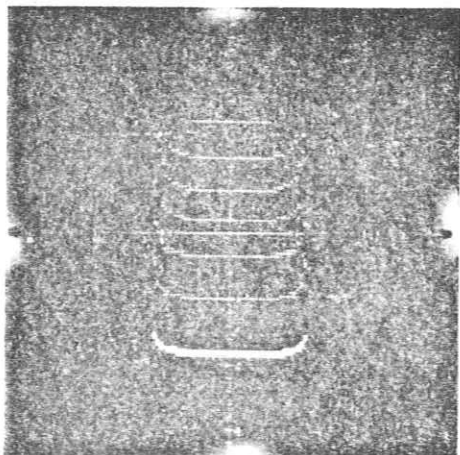
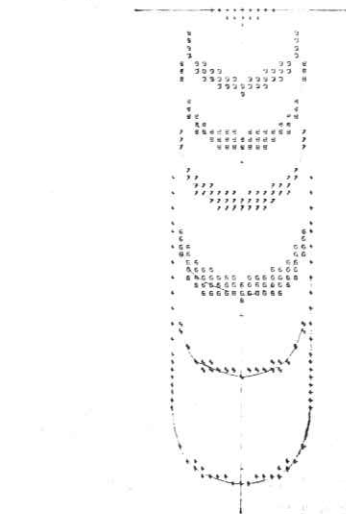


写真5 照射野 10cm×10cm の CRT 上の等線量曲線 (40%強輝度)

Photo 5 An isodose chart on CRT for field size 10cm×10cm. (40% curve high intensity)



第6図 照射野 4cm×4cm のデジタルプロッターによる等線量曲線

Fig. 6 An isodose chart by digital plotter for field size 4 cm×4 cm

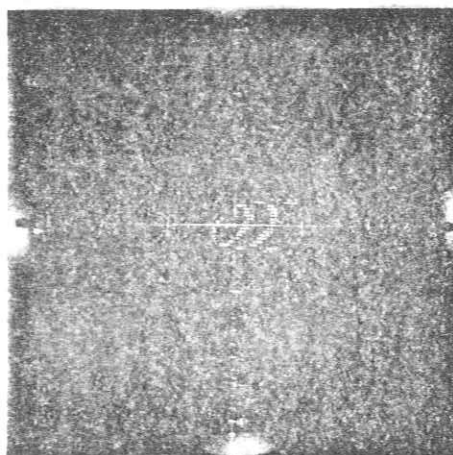


写真6 照射野 3.5cm×4cm 斜入射角度45°の等線量曲線

Photo 6 Isodose curves for 45 degree oblique incidence angle with field size 3.5cm×4 cm.

直線が50%です。写真9はこれらの照射に斜入射角度と反対方向にくさびフィルタを入れ、病巣に適当に100%

の部分があたるように工夫した例です。

写真10と写真11は深さ 5 cm の上顎癌にそれぞれ上方

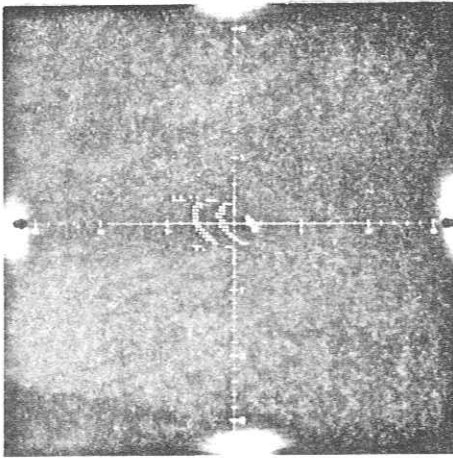


写真7 照射野 $3.5\text{cm} \times 4\text{cm}$ 斜入射角度 45° の等線量曲線

Photo 7 Isodose curves for 45 degree oblique incidence angle with field size $3.5\text{cm} \times 4\text{cm}$.

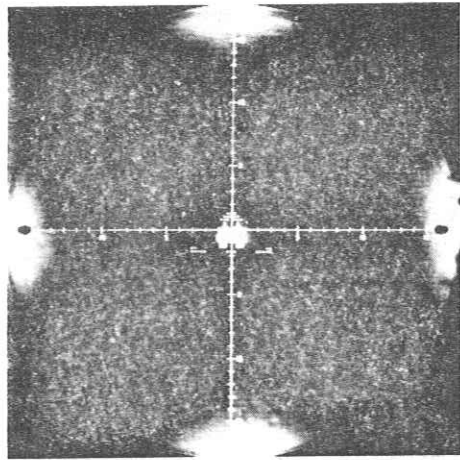


写真9 写真8にくさびフィルターを用いた等線量曲線

Photo 9 Isodose curves in the same condition of Photo 8 except for wedge filter.

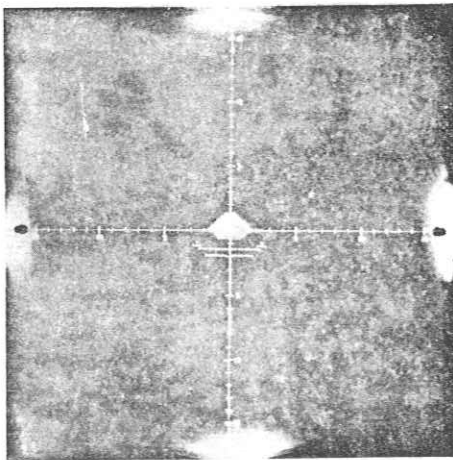


写真8 写真6と写真7の照射の合成による等線量曲線

Photo 8 Isodose curves by synthesis of two irradiation of Photo 6 and Photo 7.

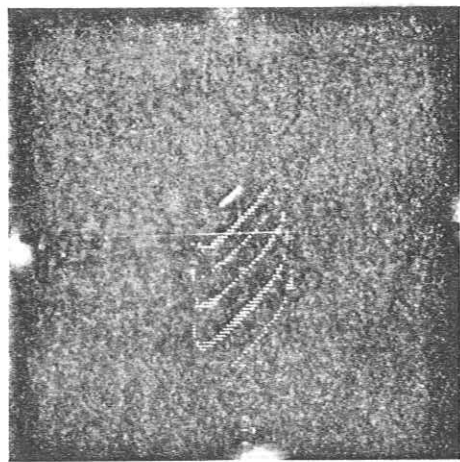


写真10 照射野 $6\text{cm} \times 8\text{cm}$ で 45° のくさびフィルターを用いた等線量曲線

Photo 10 Isodose curves with field size $6\text{cm} \times 8\text{cm}$ using 45 degree wedge filter.

(眼の側)と右側(耳の側)から照射野 $6\text{cm} \times 8\text{cm}$ くさびフィルター角度 45° で照射した例で、この2門を合成した線量分布は写真12、写真13のようになります。写真

12は100%を強輝度にしたものでほぼ直径4cmの円型に100%線量がかかることがわかります。写真13は40%を強輝度にしたものですが、40%線量曲線が100%線量

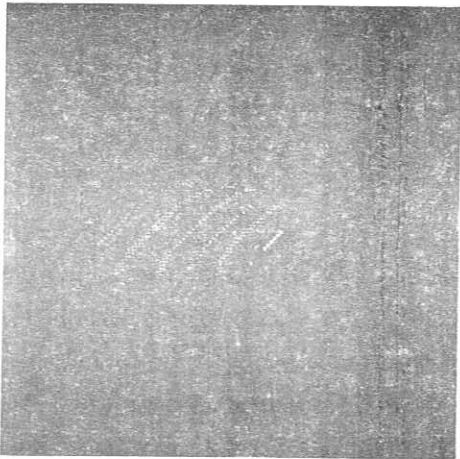


写真11 くさびフィルター角度を逆にした他は写真10と同条件の照射を右側から行った場合の等線量曲線

Photo 11 Isodose curves for irradiation from right side in the same condition of Photo 10 except for opposite wedge filter angle.

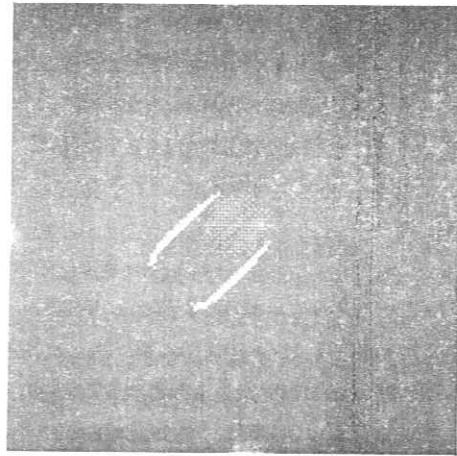


写真13 写真12と同条件の等線量曲線、40%強輝度
Photo 13 Isodose curves with 40% curve high intensity in the same condition of Photo 12.

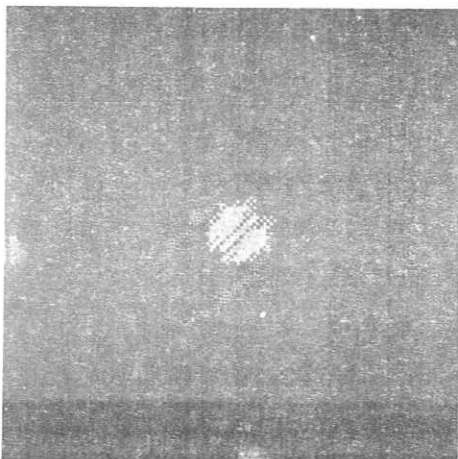
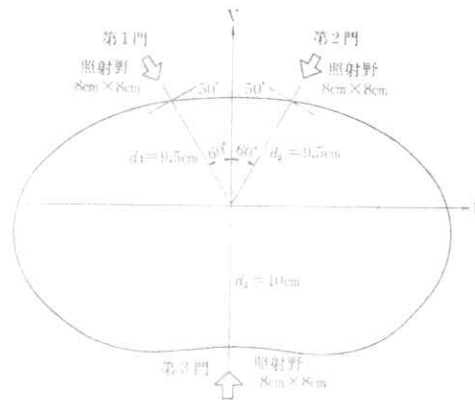


写真12 写真10と写真11の二つの照射を合成してえられた等線量曲線、100%強輝度

Photo 12 Isodose curves by synthesis of two irradiation of Photo 10 and Photo 11 with 100% curve high intensity.

点のすぐそばにあって病巣以外に線量があまり吸収されないことがわかります。



第7図 3門照射の例(写真14~写真17に対応)

Fig. 7 An example of 3 portal irradiation (for Photo 14~Photo 17).

写真14と写真15は3門照射の例でそれぞれ、100%強輝度、90%強輝度としたものです。照射条件は第7図にて示します。各門から同じ線量を照射してありますが、このときは100%線量はアイソセンタより上方に片寄っ

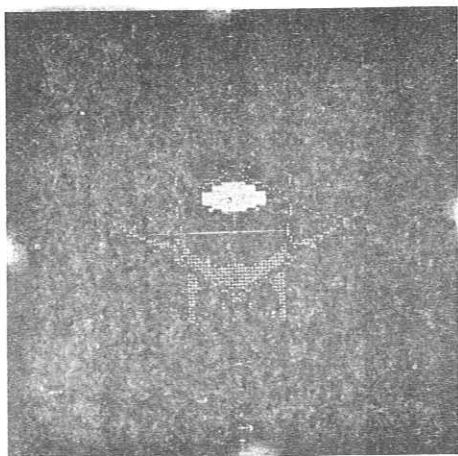


写真14 第7図の条件による等線量曲線、
100%強輝度

Photo 14 Isodose curves in the condition of Fig. 7 with 100% curve high intensity.

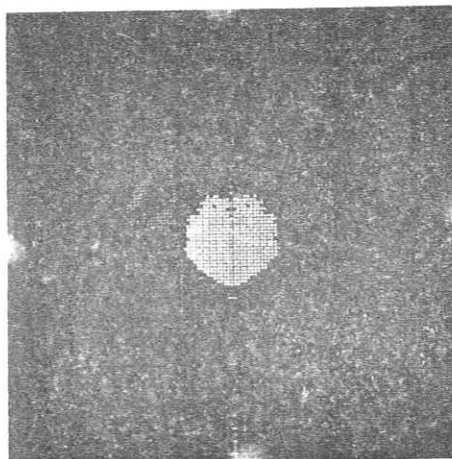


写真16 30°くさびフィルターを入れた第7図の
条件による等線量曲線

Photo 16 Isodose curves in the condition of Fig. 7 with wedge filter 30 degree.

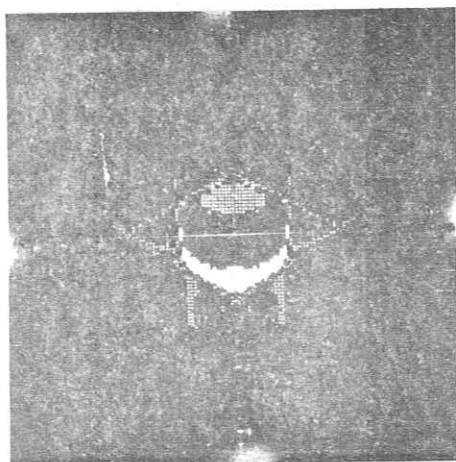


写真15 第7図の条件による等線量曲線
(90%強輝度)

Photo 15 Isodose curves in the condition of Fig. 7 with 90% curve high intensity.

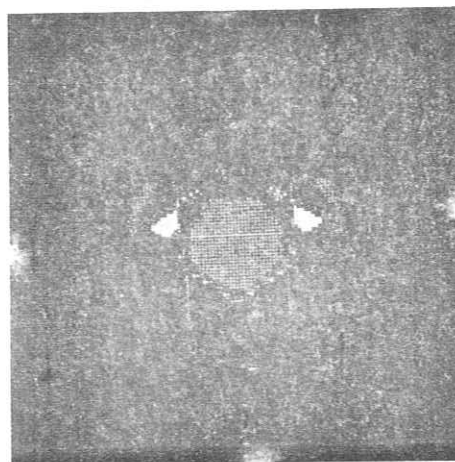


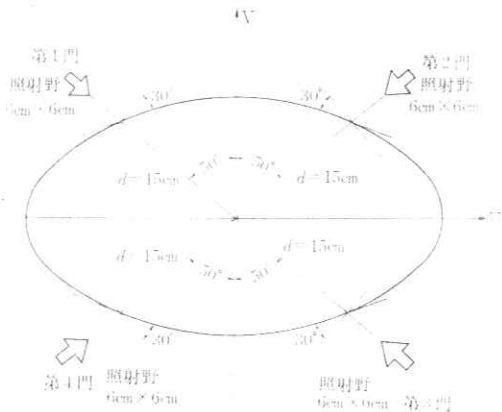
写真17 写真16で70%を強輝度とした場合の
等線量曲線

Photo 17 Isodose curves with 70% curve high intensity in the same condition of Photo 16.

てしまうことがわかります。そこで第1門と第2門にくさびフィルターを入れてやることにしその角度をいろいろ加減します。

第1門に+30°、第2門に-30°のくさびフィルターを入

れ、そのために軸上の線量が減衰する分だけ第3門からの線量を減らせてやりますと、写真16、写真17のようになります。100%の領域がアイソセンタを中心にして十



第8図 4門照射の例 (写真18~写真20に対応)
 Fig. 8 An example of 4 portal irradiation (for Photo 18~Photo 20).

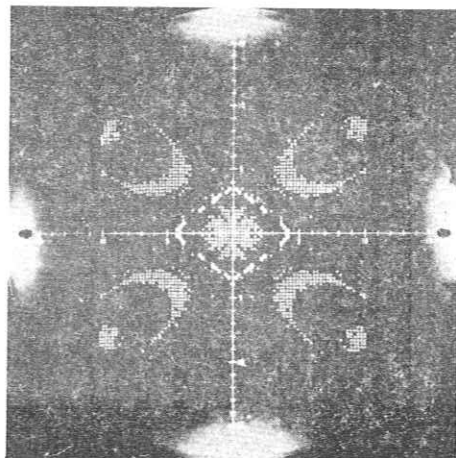


写真19 第8図の条件による等線量曲線、90%強輝度
 Photo 19 Isodose curves in the condition of Fig. 8 with 90% curve high intensity.

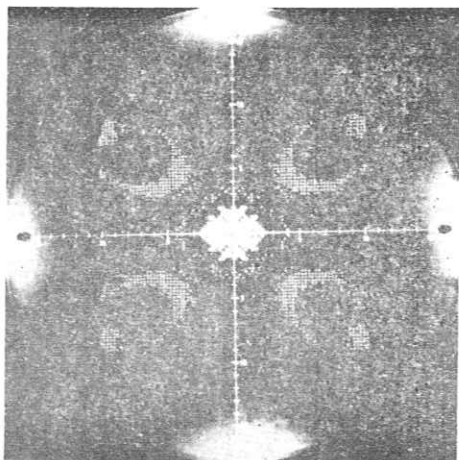


写真18 4門照射の等線量曲線、第8図の条件による、100%強輝度

Photo 18 Isodose curves of a 4 portal irradiation in the condition of Fig. 8 with 100% curve high intensity.

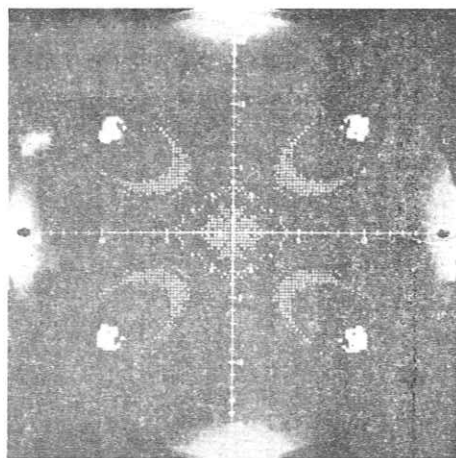


写真20 第8図の条件による等線量曲線、50%強輝度

Photo 20 Isodose curves in the condition of Fig. 8 with 50% curve high intensity.

分に広くゆきわたっていることがわかります。この広さは照射野によって変わりますが、8cm×8cmではほぼ直径6.5cmの円型となることがわかります。周囲では線量が急に少なくなることがわかります。

写真18、写真19、写真20は4門照射の例で、それぞれ100%強輝度、90%強輝度、40%強輝度としたものです。照射条件は第8図にて示します。照射野6cm×6cmにて横長さ6cm、縦長さ4cmの菱形の100%領域がえら

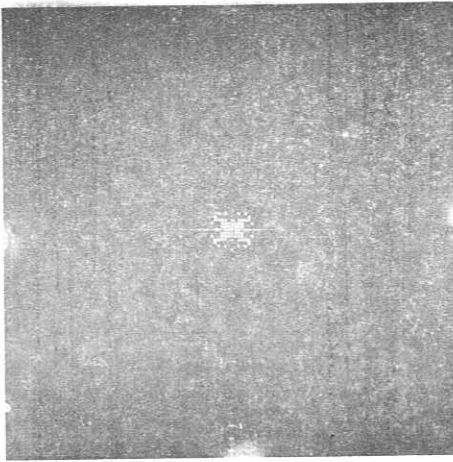


写真21 10門照射の等線量曲線、288rads 曲線強輝度
Photo 21 Isodose curves of 10 portal irradiation with 288 rads curve high intensity.

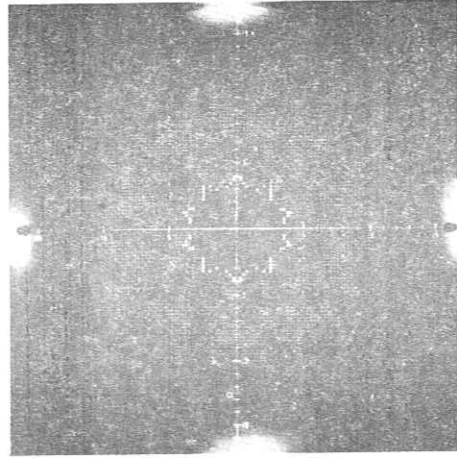


写真23 写真21と同条件の等線量曲線、160 rads 強輝度
Photo 23 Isodose curves in the same condition of Photo 21 with 160 rads curve high intensity.

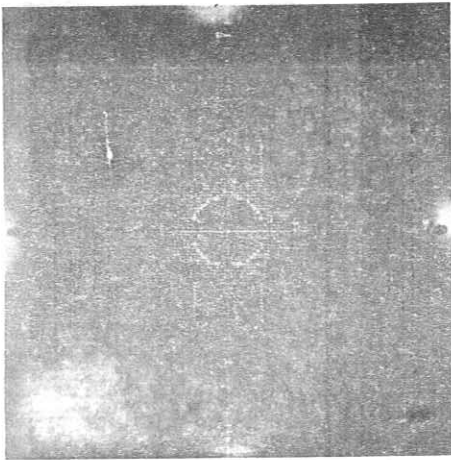


写真22 写真21と同条件の等線量曲線、250rads 強輝度
Photo 22 Isodose curves in the same condition of photo 21 with 250 rads curve high intensity.

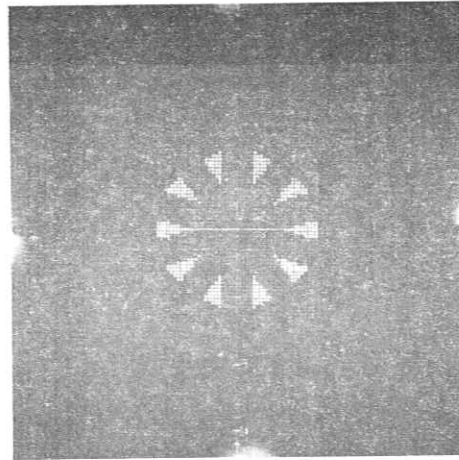


写真24 遮蔽用ブロックを用いた場合の10門照射の等線量曲線、100% 強輝度
Photo 24 Isodose curves of 10 portal irradiation using shielding block with 100% curves high intensity.

れることがわかります。90%の曲線も菱形となります。
写真20からもわかりますように50%の線量点が40%の線
量点よりも外側に4箇所と内側に閉じた曲線として出て

くるのがわかります。これは皮膚面とアイソセンタ間の
距離が長いので、短くするとこれはなくなります。

写真21、写真22、写真23は円柱状ファントムに10門照

射を行なった例です。照射野 5 cm×5 cm 皮膚面とアイソセンタ間の距離は照射角度によらず一定の 15 cm、したがって体厚は 30 cm としたものです。照射角度は 360° を 10 等分して 36° から 36° きざみに 360° まで 10 門としたものです。各門に積算線量 50 rads を与えますと最大線量は 288 rads となり、写真 21 の 100% 強輝度の点に相当します。写真 22 と写真 23 は写真 21 と全く同じ照射条件ですが、100% とする線量を r_0 で設定した値とした場合です。

写真 21 は 288 rads を 100% としていますが、写真 22 は 250 rads を、写真 23 は 160 rads を 100% としています。100% とする線量を少なくするほど 100% の線量曲線は外

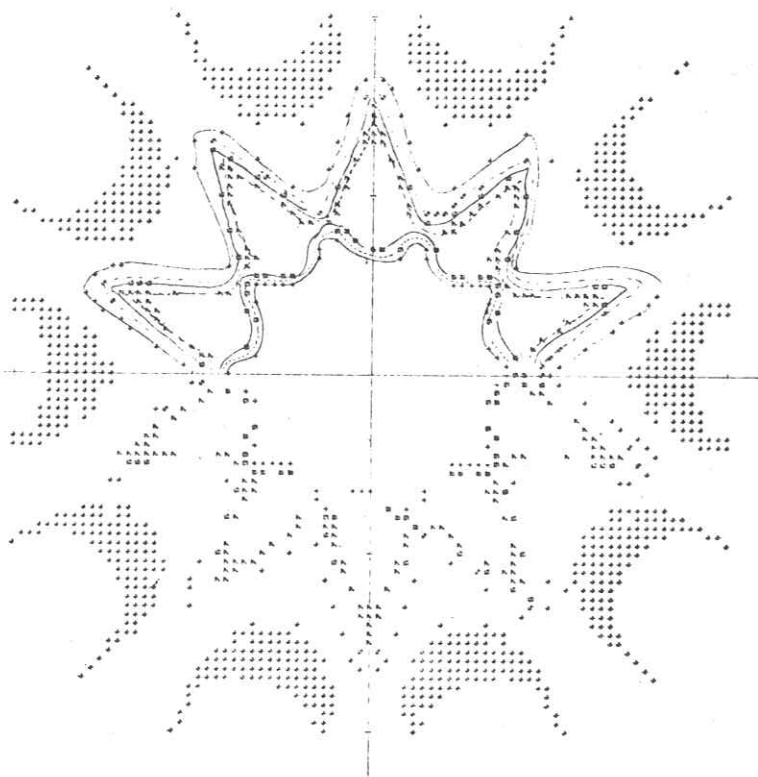
側に広がっていくことがこれら三つの写真よりわかります。また低い線量の曲線が外側に段々広がって見えてくるようになります。このように任意の線量の曲線を自由に観測できるのもこの計算機の特徴です。このパラメータ r_0 の使い方のもう一つは、病巣に与えたい線量をあらかじめ r_0 のデジタルスイッチで設定して REF. SELECT. スイッチを MAN. r_0 の方に倒しておいて線量分布曲線を見ながら、この線量が与えられる領域（すなわち 100% 領域）が考えている病巣の大きさに一致するように照射線量その他のパラメータを加減してやるという方法です。

この計算機の高速度は複雑な形をした病巣にきちんと

所定の線量を与えるにはいかなる照射方法がよいかという問題を解くのに役だつものと考えられます。第 9 図は写真 23 と同じ計算結果をデジタルプロッターに出力させたものです。

写真 24 と写真 25 は照射野の中心に遮蔽用吸収体を入れ、円柱状ファントムに 10 門で照射した場合の計算結果です。照射野は 12 cm×12 cm 皮膚面とアイソセンタ間 10 cm、体厚 20 cm、吸収体の幅 2 cm としてあります。写真 24 は 100% が強輝度、写真 25 は 40% が強輝度です。写真 24 から最大線量が中心よりもやや外側にひろがっていること、写真 25 から線量の低い部位がアイソセンタ付近と外側の 2 個所にできることがわかります。遮蔽用吸収体を入れたためにアイソセンタを中心とした直径 2.4 cm の円の中は線量がほとんど吸収されないことを示しています。

写真 26 と写真 27 は同じく遮蔽用



第 9 図 10 門照射をデジタルプロッターで出力させた例

Fig. 9 An isodose chart by digital plotter for 10 portal irradiation.

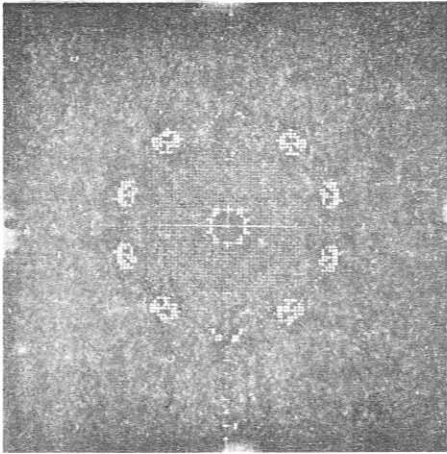


写真25 第24図と同条件の等線量曲線 40%強輝度
Photo 25 Isodose curves in the same condition of photo 24 with 40% curve high intensity.

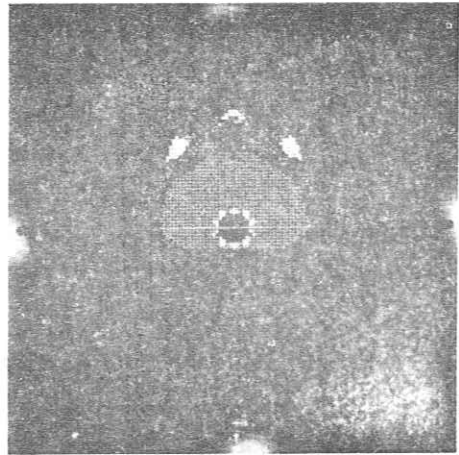


写真27 第26図と同条件の等線量曲線、40%強輝度
Photo 27 Isodose curves in the same condition of Photo 26 with 40% curve high intensity.

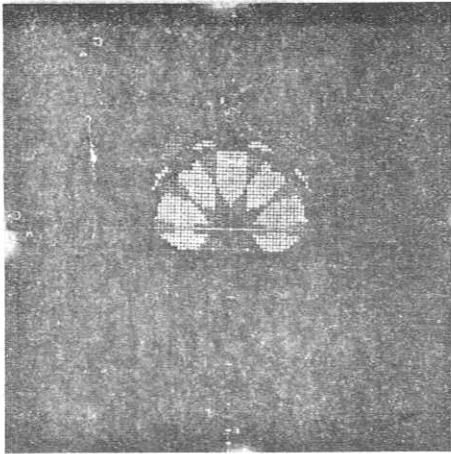
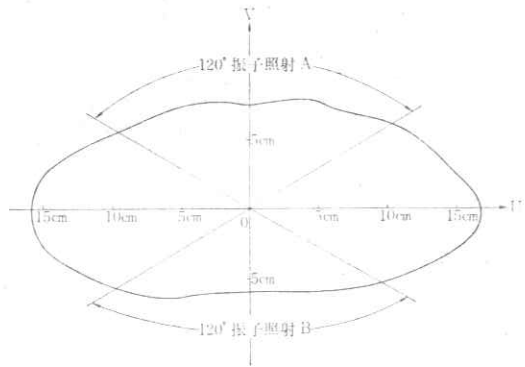


写真26 遮蔽用ブロックを用いた場合の10門照射の等線量曲線、90%強輝度

Photo 26 Isodose curves of 10 portal irradiation using shielding block with 90% curve high intensity.



第10図 120° 振り照射 A および B

Fig. 10 An example of pendulum irradiation A and B.

吸収体を用いた10門照射ですが、円柱状ではなく、かまぼこ状のファントムに照射角度によって皮膚面アイソセンタ間距離を変えて照射したものです。写真26は90%が強輝度、写真27は40%が強輝度です。60%以上の線量曲

線は非対象にあらわれていますが、40%線量曲線およびそれ以下のところはきちんとした円型となっているのは興味ある結果です。骨ずに照射を避けるような照射方法に応用できそうなパターンであります。

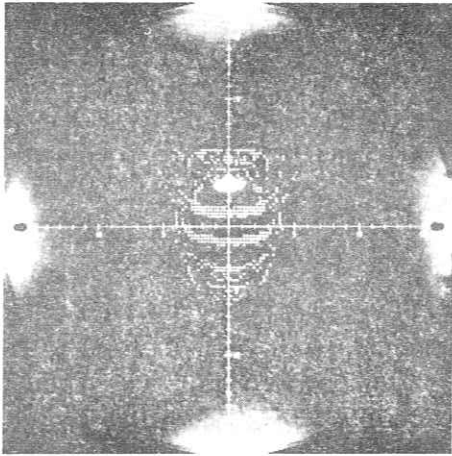


写真28 第10図の振り照射 A の等線量曲線、100%強輝度

Photo 28 Isodose curves for pendulum irradiation A of Fig. 10 with 100% curve high intensity.

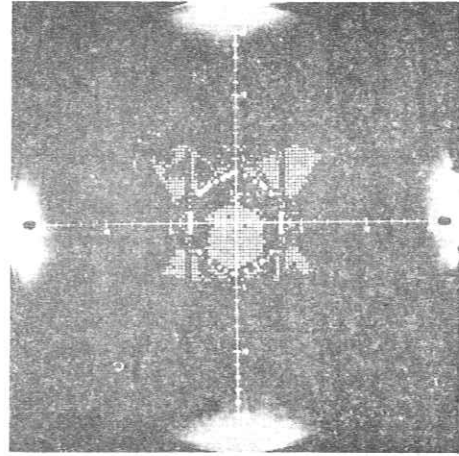


写真30 第10図の振り照射 A と B の等線量曲線 100%強輝度

Photo 30 Isodose curves for pendulum irradiation A and B of Fig. 10 with 100% curve high intensity.

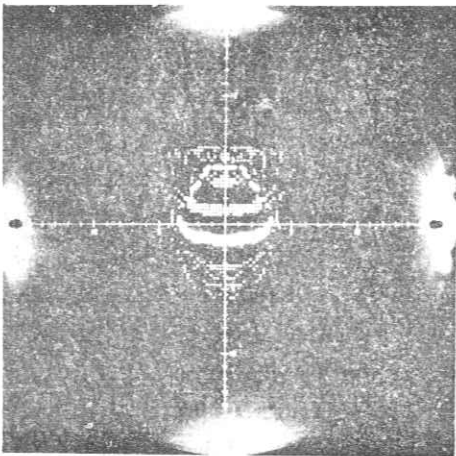


写真29 第10図の振り照射 A の等線量曲線、80%強輝度

Photo 29 Isodose curves for pendulum irradiation A of Fig. 10 with 80% curve high intensity.

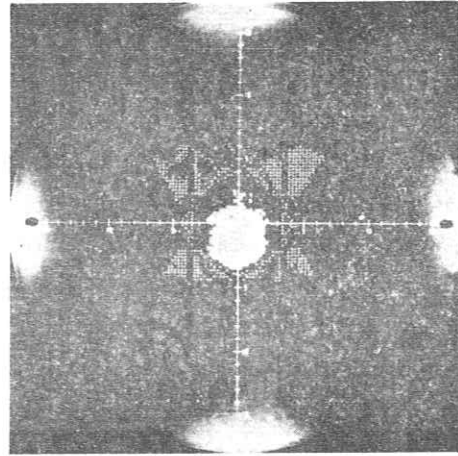


写真31 写真30と同条件の等線量曲線90%強輝度

Photo 31 Isodose curves in the same condition of Photo 30 with 90% curve high intensity.

写真28および写真29は第10図に示しましたファントムの上部からの120°振り照射Aを10門照射で近似させた結果です。写真28は100%を強輝度、写真29は80%を強輝度としてあります。等線量曲線は三角形状となり、ア

イソセンタより上部に強く線量が吸収されることがわかります。

写真30と写真31は第10図のファントムの上部からと下

部からの120°振子照射A,Bを両方とも行なった場合を10門で近似した結果です。上部のみからの振子照射に比べて線量の強く吸収される部位が広がり、かつアイソセンタ側に寄ってくるのがわかります。写真30は100%を強輝度、写真31は90%を強輝度としたものです。90%の線量曲線は六角形状の閉じた曲線でその中心がアイソセンタとほぼ一致していますが、そのなかにある100%領域がアイソセンタより下側にきていることがわかります。

以上線量計算の結果をCRTに表示した例と、デジタルプロッタに記録した例をご紹介します。この計算機ではパラメータの組合わせによって数え切れないくらいの例の等線量曲線を得ることができます。これらを逐一記録しておいて必要に応じて参照して用いるという使用方法もありますが、それよりも患者のケースに応じてその場で、必要な等線量曲線をうるにはいかなる照射を行なったら良いかを見いだすために用いることにより、その真価を発揮するものと信じます。

7. む す び

以上今回開発されたN1365線量分布表示計算機の概要をご紹介します。線量分布の計算の分野において今後電子計算機によって解決されねばならぬ問題はきわめて多く、本装置はその緒となつて、さらに発達するものと思われまふ。

最後に本計算機システムは前記のごとく国立がんセンター病院放射線診療部長梅垣洋一郎博士のご指導により基本構想がまとめられたものであり、その完成にいたるまでご懇篤なご鞭撻をいただいたことに深甚の謝意を申し上げます。また熱心にご討論、ご意見をいただいた同放射線診療部の諸先生に感謝をいたします。

また本計算機の開発は社内的にも広範囲の方々のご協力によって行なわれました。データ通信システム事業部プログラム開発部の篠沢昭二技術課長、田所義正氏、電波応用事業部技術部の古橋敏雄開発課長、佐藤勝氏、小林秀美氏、産業オートメーション事業部の遠藤良明技術

部長、菊地一夫設計主任、電子応用事業部医用電子部の深町壯彦医用電子課長、同課員中村正彦氏、古川孝氏に厚くお礼申し上げます。

また終始あたたかき鞭撻をいただいた中野伸平電子応用事業部長、青木和彦医用電子部長、高橋正参与に深く感謝いたします。

参 考 文 献

- (1) 尾内、入船、都丸：“放射線治療における電子計算機の利用について” RADIOISOTOPES 17, 9, Sept, 1968
- (2) 梅垣：“放射線治療の線量計算と電子計算機” 医学のあゆみ 65, 13, 昭和43年6月
- (3) Pfalzner, P.M.: “A General Formula for Axial Depth Dose Deviated from an Empirical Power Law for Tumour-Air Ratios” Radiology, 75, Sept. 1960
- (4) The Proceedings of the Conference on the Use of Computers in Radiology held in University of Chicago, U.S.A, October 20—23, 1966
- (5) International Conference on the Use of Computers in Therapeutic Radiology (Summary Report of an International Conference held in Cambridge, England, June 14—17, 1966), The British Institute of Radiology, London (1967)
- (6) Ralph. W. Stacy, Bruce Waxman: Computers in Biomedical Research” vol.1, Academic Press, New York and London 1965
- (7) Theodor. D. Sterling, Seymour. V. Pollack: “Computers and the Life Sciences” Columbia University Press, New York and London 1965
- (8) J. van de Geijn, : The Computation of two and three dimensional dose distributions in cobalt 60 teletherapy” Brit. J. Radiol., 38, 449 May, 1965
- (9) T. D. Sterling, Harold Perry: Automation of Radiation Treatment Planning Brit. J. Radiol., 38, 456, Dec. 1965
- (10) 真崎規江：“電子計算機を用いて放射線治療を合理化する一方法” 日医放誌, 23, 57, 1963.

R.I.I.研究会第9回委員会議事録

- 日 時 昭和45年12月5日(土) 17:00~17:30
- 場 所 国立ガンセンター 3階講堂
- 出席者 木下幸次郎, 佐々木常雄(代理), 竹中栄一, 野田峰男, 長谷川 伸
- 議 題
- 1) インフォーマルミーティングの件
 - 2) 新賛助会員の紹介
 - 3) 賛助会員記載の件
- 審議結果
- 1) インフォーマルミーティングの件
インフォーマルミーティングを第30回日医放学会開催期間中(昭和46年4月東京)に行なう予定で, 場所その他選択中であり決定しだい通知する。
(担当: 竹中常任委員)
 - 2) 新賛助会員の紹介
昭和46年4月より松下通信工業(株)が賛助会員に参加いただく。
 - 3) 賛助会員記載の件
各賛助会員をサイズ統一した広告形式で第25回研究会記事より記載する。
広告内容の変更については長谷川常任委員に連絡する。
- 次回予定 昭和46年2月中旬 名古屋
- 以 上
(野田記)

編 集 後 記

あけましておめでとう存じます。本年も宜しく願い申し上げます。研究記事第26号お届け申し上げます。

今回の研究会(1970.11.5)には、1970年に開かれた2つの国際会議(英国グラスゴーで開かれた放射線治療におけるコンピュータ応用及び、米国ミズーリ州コロンビア市で開かれた放射線医学におけるコンピュータ応用)に出席されたガン研・尾内先生、国立ガンセンター・梅垣先生、日本電気・稲村さんをお願いして会議の情況、展望を講演していただきました。本誌の1~3にこれを集録してあります。また、会議に発表された稲村、大谷、梅垣3氏連名の“The Automation of the Treatment Planning of Cancer”につきましてもお話し頂きましたが、これについては内容が比較的近い資料“N-1365 線量分布表示計算機”をお寄せ頂きましたので、本誌4に集録いたしました。

研究会の御案内には土井先生の“MTFの計算におけるTrancation errors”を予定してありましたが時間の都合で次回まわしとなりました。尚今回の会はME学会放射線装置委員会と共催で準備を進めましたがME学会内の連絡が悪く、参加者の殆んどはRII会員でした。次回は2月20日名古屋で開く予定です。

内田先生には、海外研修の途次ミュンヘンでの交通事故の余後を宮崎県立病院で御加療中のところ11月に退院され、12月から不自由ながら教壇にもどられました。御心配頂き、宜しくとのことでした。ともかくお慶び申しあげると共に、見聞記の御発表を期待します。

(S.H.)

— 研究会記事 — 第二十六回

発行日 昭和四十六年一月 日
編集責任者 長谷川 伸

調布市小島町十四
電気通信大学電子工学科内
電話 〇四二四一八三一二六一
内線四二〇

発行所 RII 研究会

東京都文京区本郷七―三―一
東京大学医学部放射線
医学教室内

印刷所 東京都中央区宝町三―三
タナカ印刷株式会社
電話 〇三―五七―二五五一
