

撮影X線領域での線量分布

三宅英昭¹⁾・稲村圭司²⁾・中桐義忠¹⁾
門久繁文²⁾・三上泰隆²⁾・東義晴¹⁾
山田俊治¹⁾・杉田勝彦¹⁾・平木祥夫²⁾

Dose Distributions at Standard Diagnostic X-Ray Energy

Hideaki MIYAKE¹⁾, Keiji INAMURA²⁾, Yoshitada NAKAGIRI¹⁾,
Shigefumi KADOHISA²⁾, Yasutaka MIKAMI²⁾, Yoshiharu AZUMA¹⁾,
Toshiharu YAMADA¹⁾, Katsuhiko SUGITA¹⁾ and Yoshio HIRAKI²⁾

Exposure dose has been indicated by surface dose or transit dose, but they could not indicate dose distributions inside the body. Modulex as the radiation therapy planning system was used for dose distributions at standard diagnostic X-ray energy. X-ray is low energy X-ray at standard diagnostic radiography, so alterations of the energy and the scattering dose distribution by absorbers are quite different from those at high energy X-rays. Mix-DP was put to the homogeneous tissue use, then Bone equivalent phantom or Lung equivalent phantom was put to the inhomogeneous tissue use. Density correction factors for inhomogeneous phantoms were gotten by the calculation of the water equivalent thickness.

In Bone the inhomogeneous correction depended strongly on the bone thickness. In Lung it was in need of one density correction factor and the scattering correction method for the decrease of the back scattering. The calculated dose distributions by Modulex agreed with measured data when each correction was carried out, and it was indicated that those data apply to inclinal situations.

Key Words : Exposure Dose, Dose Distribution, Radiation Therapy Planning System,
Density Correction, Scattering Correction

1. はじめに

診断用X線撮影における医用被曝については、過去多くのデータや報告^{1)~7)}があるが、低エネルギー領域の線量測定は未だ標準測定法も確立されておらず、許容誤差は±50%と言われており、評価も表面線量とか透過線量等あるいは容積線量で表され各々まちまちである。しかし、被曝による障害を論ずる場合、問題はその障害をおこす臓器あるいは器官にどれだけの線量が照射されたかであり、それを測定する方法は人体ファントムにTLD等を挿入して直接測定する方法しかない。

今回、われわれは高エネルギー放射線治療用の治療計画装置MODULEXに低エネルギーX線の線量データを入力し、深部での線量分布状態を把握するとともに各臓器に対する線量を間接的に計算で求める方法を試み、その適応性を検討した。

均質組織としてMix-DPを使用し、そのtissue-peak ratio (以下TPR) と off-center ratio (以下OCR) データをMODULEXに入力したが、低エネルギーでの使用にはいくつかの問題点がある。第一に組織の吸収係数が違うこと、第二に散乱線の影響をどのように扱うかである。前者について

1) 岡山大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科
2) 岡山大学医学部附属病院中央放射線部

は密度補正として水等価厚を求め、後者については実験データを基に補正を加えた。ここで不均質組織としては骨等価ファントムと肺等価ファントムを使用し⁸⁾、各々における不均質補正を行った上で、線量分布を求めて実測値と比較した^{9),10)}。またその線量分布を利用し、CT画像上に等線量曲線を描かせることで、体内線量分布と臓器の線量を把握した。

2. 使用機器および実験配置

撮影領域のX線発生にはX線発生装置 島津HD150B-30とX線管 島津CIRCLEX 18DK-80Sを使用し、線量計はモニター用にCAPINTEC 192 (Chamber: 30cc指頭型)を深部線量測定用にIONEX 2500/3 (Chamber: 0.3ccシャロー型)を使用した。また均質組織としてはMix-DPを不均質組織としてはRMI社製の骨等価ファントムと肺等価ファントムを用い、Fig. 1に示すような実験配置で測定を行った。線量分布は治療計画装置CMS社製MODULEXを使用した。

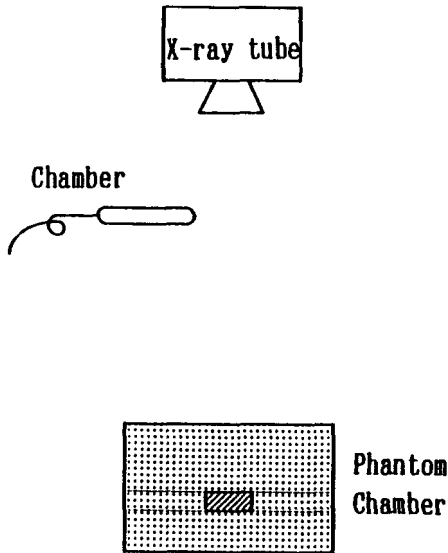


Fig. 1. Schematic representation of the experimental setup for measurement of dose distributions.

3. 実験方法と結果

線量分布の計算には数法あるが、今回使用した

MODULEX では次式で行われる¹¹⁾⁻¹³⁾。

$$D = D_c \cdot OCR \cdot C \tag{1}$$

深部線量Dを中心線量D_c、軸外線量比OCRおよび補正項Cの積で求める方法である。

この中心線量の線量分布の計算は次式に示されるPDDが用いられる。

$$PDD(d, A_0, f) = 100TPR(d, A) \frac{F_s(A)}{F_s(A_r)} \left(\frac{f+d_0}{f+d} \right)^2 \tag{2}$$

ここに、fは線源表面間距離SDD、dは深さ、d₀はピーク深、A₀、A_rとAは表面、基準深と深さdにおける照射野の大きさで(Fig. 2)、またF_sは散乱係数で、ピーク深d₀のTARと同値である。

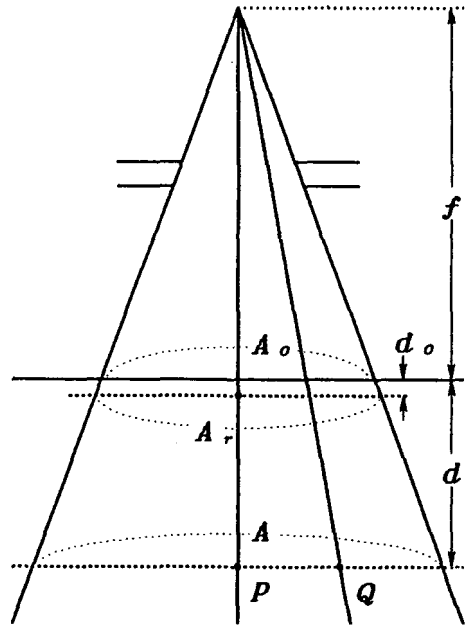


Fig. 2. Diagram showing the geometric parameters to calculate dose distributions.

(1)式のOCRはFig. 2の中心軸上の点Pの線量D_pと軸外の点Qの線量D_qとの比で、

$$OCR = D_q/D_p \tag{3}$$

で定義される。

(1)式での補正項Cは斜入射、不均質部の補正係数で構成されている。斜入射と不均質部の補正係数をC_hとC_lとし、水等価厚(Mix-DP等価厚)

を TAR の比で補正する TAR 比法で表すと

$$\begin{aligned}
 C &= C_h \cdot C_i \\
 &= \frac{\text{TAR}(d+h, A)}{\text{TAR}(d, A)} \cdot \frac{\text{TAR}(d', A)}{\text{TAR}(d+h, A)} \\
 &= \frac{\text{TAR}(d', A)}{\text{TAR}(d, A)} \quad (4)
 \end{aligned}$$

であり、(4)式の d' は Fig. 3 に示される点 Q での水等価厚で次式となる。

$$d' = d + h - \sum l_i (1 - \rho_i) \quad (5)$$

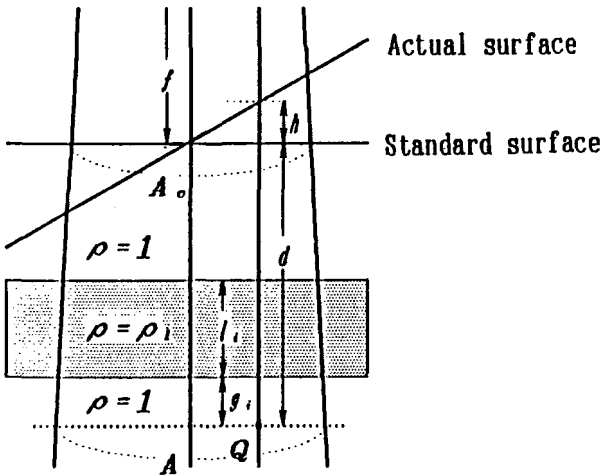


Fig. 3. Diagram showing the geometric parameters to correct the oblique projection and the inhomogeneous tissue.

1) TPR と OCR データ

X線線量データ入力に必要な TPR と OCR データは、Mix-DP を使用して深さ200mmまで SSD 120cm 管電圧80kV, 90kV 照射野(10×10) cm², (20×20) cm², (30×30) cm² としてそれぞれ測定した。また OCR データについては、ファントムの中に Film をセットし、写真濃度を線量に変換して行った。これらの測定データは MODULEX に入力され、線量分布を描くのに使用された。管電圧90kV での MODULEX による等線量曲線と off-axis distance (以下 OAD) 5 cm における PDD の比較を Fig. 4 に示しているが、PDD 曲線は良く一致し誤差百分率は平均 4% と良好な結果を得た。

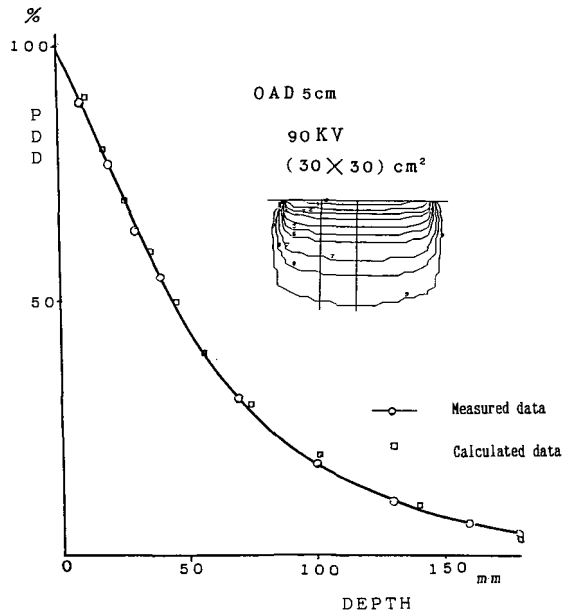


Fig. 4. Measured data and calculated data at OAD 5cm. Tube voltage was 90KV and the collimator was set to 30×30cm field at SSD of 120cm.

2) 骨等価ファントムにおける不均質補正

人体内部の骨吸収による補正を行うため、骨等価ファントムを用いて検討した。撮影領域では治

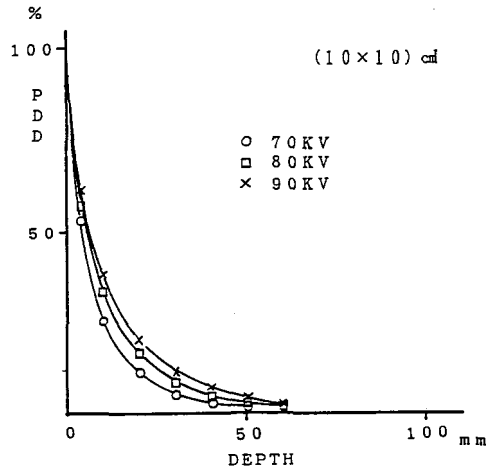


Fig. 5. PDD curves for 70KV, 80KV or 90KV X-rays with bone equivalent phantom.

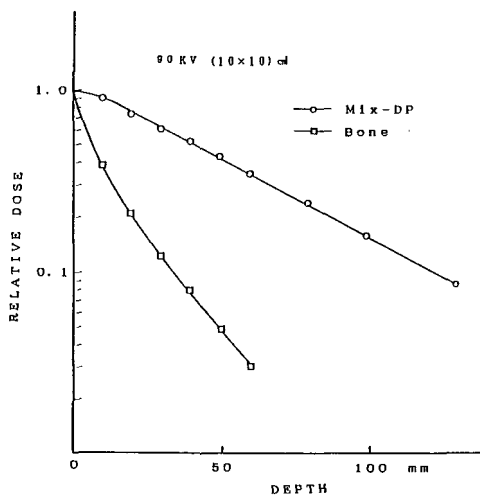


Fig. 6. The relative depth dose for 90KV X-rays with Mix-DP or bone equivalent phantom at 10×10 cm field.

療領域と異なり骨吸収補正に対し実効エネルギー、骨厚、被写体厚が複雑に関係してくる。まず、実効エネルギーの異なる70kV, 80kV, 90kVにおける骨等価ファントムの実測PDDをFig. 5に示すが、当然の事ながらエネルギーの小さなもの程X線吸収が大きくなる。この結果より、線質ごとの補正が必要で、各々に合う吸収補正係数を用いなければならない。また各々の線質における密度補正は(5)式の $d=1, h=0$ として行われたが、管電圧を90kVとした時、Fig. 6に示すように骨ファントムは厚みによりPDDの減少割合が変化するため、密度補正は単一の値では補正できず、厚みに応じて補正密度を選択すべきと考えた。これは低エネルギー連続X線による線質の変化が影響した為であり、厚みに応じた水等価厚を求めた。そしてMix-DPの電子密度を100とした時、各々の水等価厚を相対電子密度に換算してMODULEXに入力した。

人体の骨厚を40mm程度までと考え、相対電子密度を選択し実測値と比較したところFig. 7で示されるように中心軸上のPDDは良く一致した。さらに骨の前面に軟部組織があることを想定して、30mmの骨等価ファントム入射側に30mmの

Mix-DPを加えて比較しても、Fig. 8に示すようにほぼ良好な結果を得た。

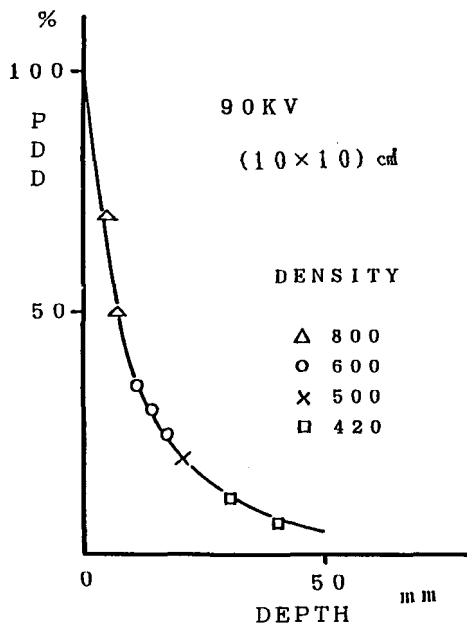


Fig. 7. Measured data (solid curve) and calculated data with bone equivalent phantoms. The relative electron density was 800, 600, 500 or 420.

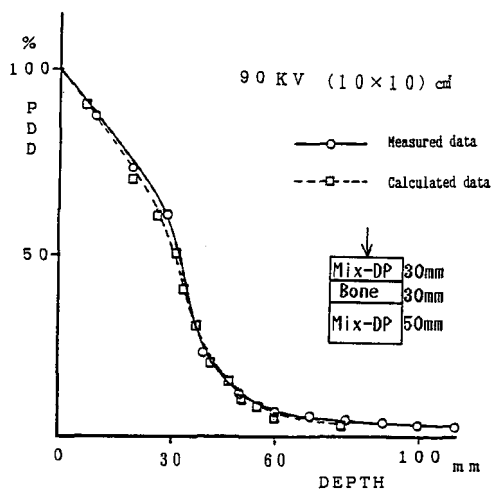


Fig. 8. Measured data (solid curve) and calculated data (dashed curve) using the inhomogeneous phantom which were composed of Mix-DP and bone equivalent phantom. The relative electron density of bone equivalent phantom was 420.

3) 肺等価ファントムにおける不均質補正^{14),15)}

低密度組織の肺における不均質補正を行うために、肺等価ファントムを用いて骨等価ファントム同様に検討した。実効エネルギーは70kV, 90kV, 110kV, ファントム厚は200mmまでの範囲で行われた。Fig. 9 に示すように PDD の値は骨ファン

トム同様にエネルギーによる差がみられ、線質ごとの補正係数を考えなければならない。しかし Fig. 10 に示すように Mix-DP, 肺等価ファントムとも深さ10mm から PDD はほぼ一定の割合で減少することから、それぞれの減少係数の比で等価厚とし、相対電子密度40を求めた。

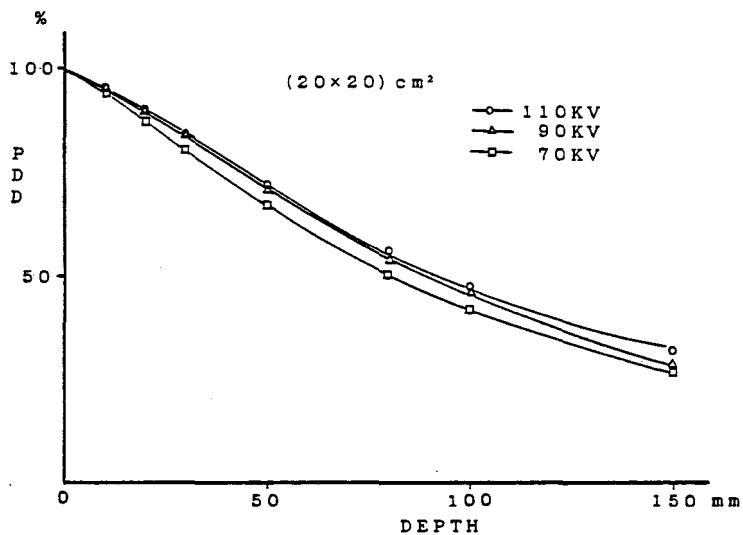


Fig. 9. PDD curves for 70KV, 90KV or 110KV X-rays with lung equivalent phantom at 20×20cm field.

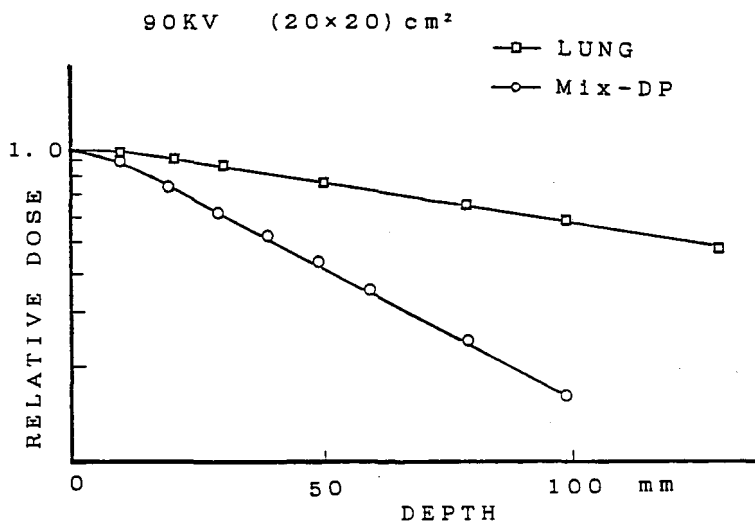


Fig. 10. The relative depth dose for 90KV X-rays with Mix-DP or lung equivalent phantom at 20×20cm field.

MODULEX に相対電子密度を入力し、その計算値と実測 PDD を比較したところ良く一致した

(Fig. 11)。実際の胸部撮影を想定すると、入射側の軟部組織を無視する事はできず、10mm と 40

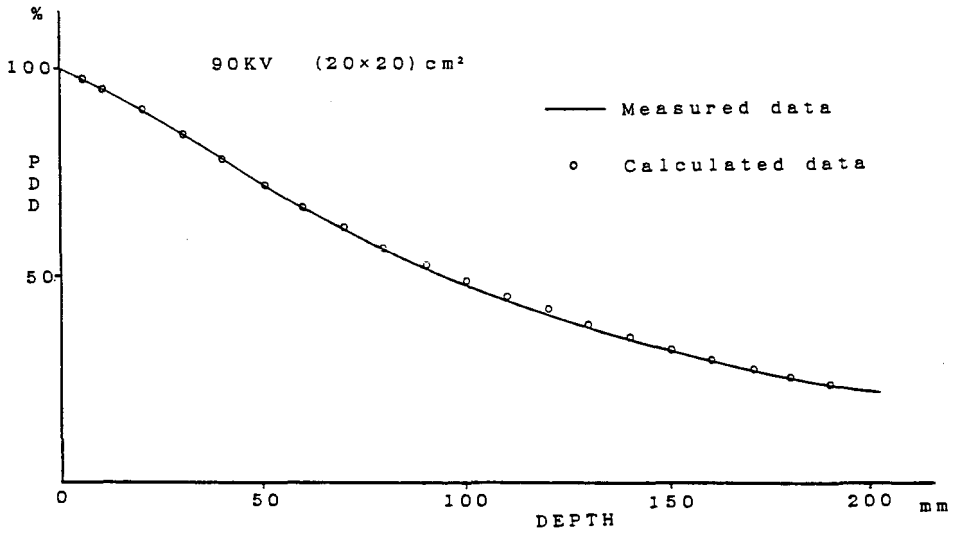


Fig. 11. Measured data (solid curve) and calculated data with lung equivalent phantom. The relative electron density was 40.

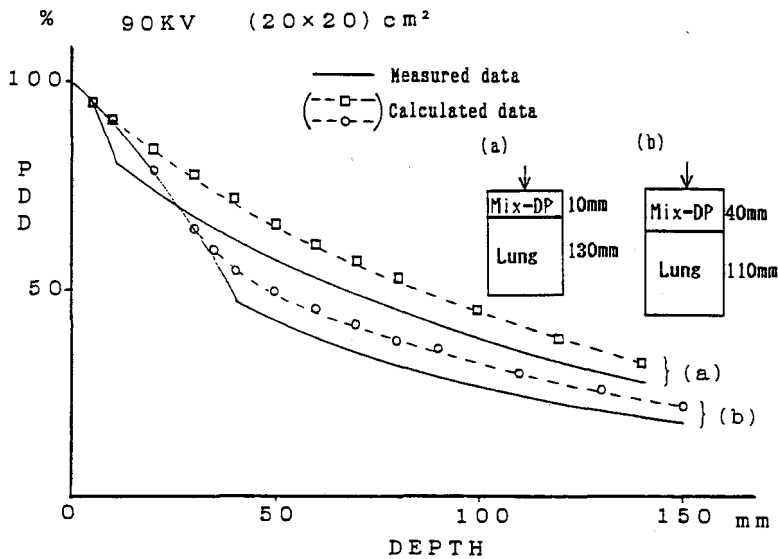


Fig. 12. Measured data (solid curve) and calculated data (dashed curve) using the inhomogeneous phantom which were composed of Mix-DP and lung equivalent phantom. The relative electron density of lung equivalent phantom was 40. Curve (a) and (b) represent results of the methods added Mix-DP of 10mm and 40mm thickness.

mm の Mix-DP を前面に加えた時の比較も行った。Fig. 12 (a), (b)にその結果を示すが、MODULEX による PDD は肺等価ファントム入射前約 5 mm から実測値に比べ線量の増大を示し、肺等価ファントム入射後は入射時の線量比を保ちなが

ら減少した。この補正は入射前面の Mix-DP 内に 5 mm の補正用高密度組織 (Density 250) を設定して行い、Fig. 13 (a), (b)に示すような実測 PDD とも良く一致する結果を得た。

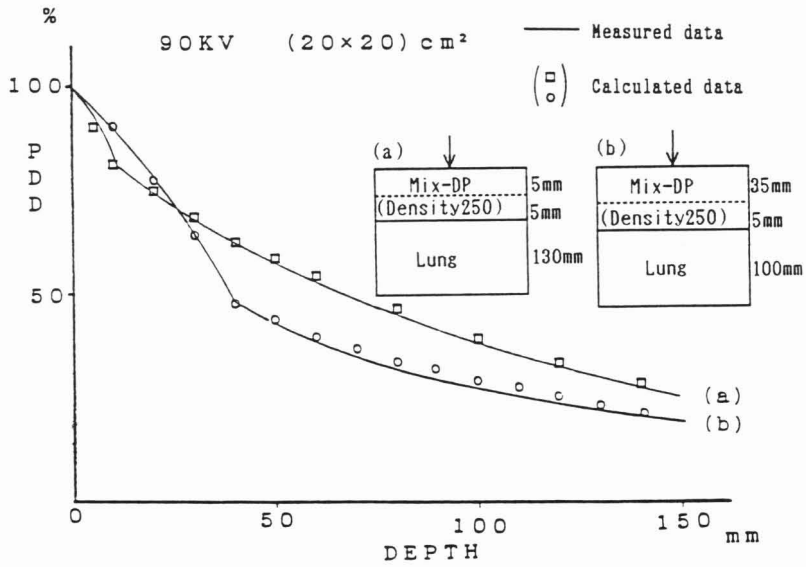


Fig. 13. Measured data and calculated data after the scattering correction was carried out by the high density layer of the relative electron density 250.

4) 体内線量分布

MODULEX には CT 画像の取り込みが出来る

ことより、1), 2), 3) の結果を基に CT 画像上に線量分布を描かせた。Fig. 14 は、iliac bone

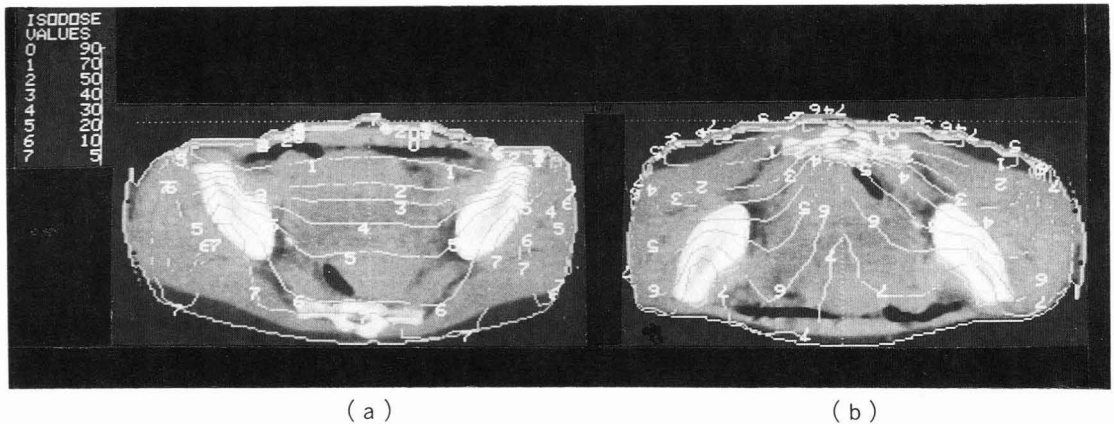


Fig. 14. Isodose curves shown on CT images of pelvic cavity. Image (a) and (b) show isodose curves in ventro-dorsal projection and in dorso-ventral projection.

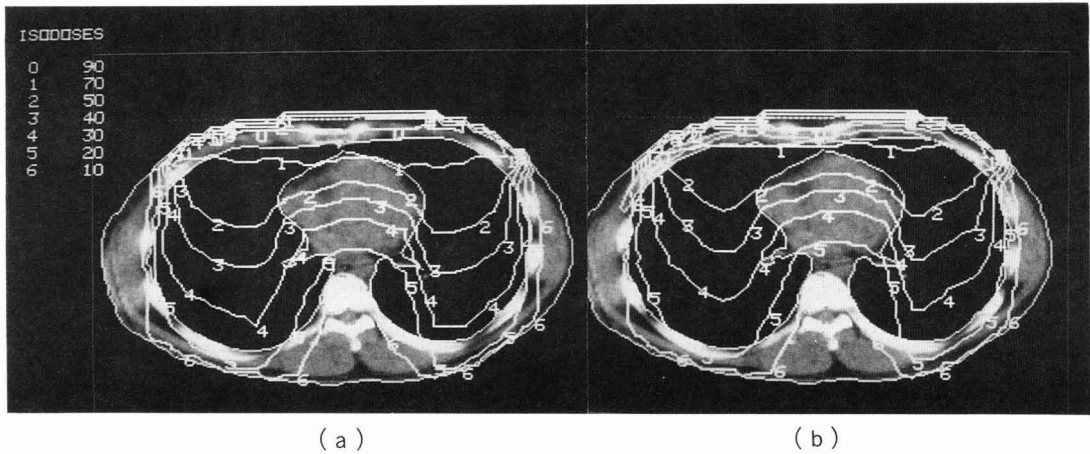


Fig. 15. Isodose curves shown on CT images of thorax. Image (a) and (b) show isodose curves before and after the scattering correction was carried out.

に400, sacrumに500の相対電子密度を入力した骨密度補正後の骨盤部体内線量分布である。(a)は腹背方向へのX線入射, (b)は背腹方向である。また Fig. 15は, 胸部における線量分布で, 肺野には40の相対電子密度を入力した。(a)は肺野の密度補正のみで, (b)は入射側での build down を250の補正密度で補正した体内線量分布である。

4. 考 察

TPR, OCR データの MODULEX への入力は大きな問題はなかったが, 不均質組織での補正には色々な問題点を抱えている。

高密度組織について検討すれば, 骨等価ファントムの結果に示されるように, 低エネルギー領域では組織内で線質の変化をきたし, 高密度組織の PDD 曲線が均質組織の PDD 曲線と相関しにくく, 密度補正を深きごとに行うことである。しかし補正後の PDD が一致を見たことで問題解決となるであろう。また散乱補正による PDD 曲線の一致に有意な差が見られなかったので, 特に依存度の高い密度補正までにとどめた。

低密度組織については肺等価ファントムの結果から, 密度補正は大きな問題点とならず, Fig. 12での PDD 曲線の差が問題である。この差は, 後方散乱線の付加量の差で, 散乱補正の必要性を示すものである。散乱補正係数は実験から0.9であったが, 係数による補正は射出側の線量補正にすぎず,

PDD 曲線の一致を求めている。そこでわれわれは, 補正用高密度組織 (Density 250) を前面に想定することで, 入射から射出までの PDD 曲線の一致を得た。この補正により低密度組織の問題点も解消した。

各補正後の CT 画像上に描かせた線量分布を見ると, 表面線量および透過線量だけでは表現できなかった骨盤腔内の被曝線量は一目瞭然となり, 背腹方向撮影による照射が明らかに少ないことがわかる。また胸部 CT 画像上においては, 後方散乱線の付加量の違いが被曝線量の差となり, 等線量曲線に現われている。これは被曝線量を考えるとき密度補正だけでなく, その散乱線の影響も無視できず, まして表面および透過での線量表現では各臓器の被曝線量は全く把握できていないと考えられる。

MODULEX による線量分布の計算は, TLD 挿入による被曝線量測定をシミュレート出来るものであり, 個人の表面線量と CT 画像さえあれば, 精度良く体内線量分布と臓器に対する線量を把握できる方法と考えられる。

5. ま と め

MODULEX に種々の補正を加え, 計算による被曝線量が実測値に精度良く一致するための検討をした結果,

- 1) 高密度組織としての骨等価ファントムには,

厚みにより密度補正を行った。

- 2) 低密度組織としての肺等価ファントムには、
相対電子密度を40として密度補正を行い、
相対電子密度250の高密度層を設定し散乱補正
を行った。

謝 辞

本研究に際し、御指導ならびに御協力を頂いた
岡山大学医学部附属病院中央放射線部 大川義弘、
田原誠司、三村誠一氏に感謝いたします。

本論文の要旨は第27回、第28回、第29回日本放
射線技術学会中国・四国部会にて発表した。

参 考 文 献

- 1) 橋詰雅：医療被曝Q & A。メディカルインデックス、
東京、1981
- 2) 日本放射線技師会：診療放射線データブック。マグブ
ロス出版、東京、309-336、1984
- 3) X線診断における患者の防護。ICRP. Publ., 16
- 4) 国際放射線防護委員会勧告。ICRP. Publ., 26
- 5) 吉田儀之、小津啓爾、富田明雄：X線撮影による患者
の被曝。日放技師誌、19(10)：3-16、1972
- 6) 放射線管理委員会：表面線量の簡易換算。日放技学誌、
37(3)：338-343、1981
- 7) 茨城県放射線技師会・NDD研究班：X線診療領域の
表面線量測定の簡易換算法。日放技師会誌、33(1)：13
-28、1986
- 8) D. R. White, R. J. Martin, R. Darlison：Epoxy resin
based tissue substitutes. British Journal of Radiol-
ogy, 50：814-821、1977
- 9) 石崎邦明、杉本卓、船橋勝夫、藤浪喜久夫、渡辺伸也：
不均質ファントムにおける深部線量曲線の測定。日放
技学誌、44(11)：1592-1597、1988
- 10) Ellen El-Khatib, Ervin B. Podgorsak, Conrado Pla：
Calculation of dose in homogeneous phantoms for
partially attenuated photon beams. Med. Phys., 15
(2)：145-150、1988
- 11) 尾内能夫：線量計算アルゴリズムの概論。PC USER
GROUP セミナーテキスト、大阪、1-25、1988
- 12) 入船寅三：X線外部照射の各種線量計算アルゴリズム
と問題点。PC USER GROUP セミナーテキスト、大
阪、1-22、1988
- 13) 日本医学放射線学会物理部会：吸収線量の標準測定法。
日放技学誌、42(2)：298-307、1986
- 14) 奈良鉄造：10MV X線胸部照射におけるMODULEX
放射線治療計画システムの性能評価。日放技学誌、
44(12)：1715-1718、1988
- 15) 奈良鉄造：2種類の指頭形電離箱による胸部ファント
ム内の線量測定。日放技学誌、45(12)、1812-1818、1989

(1991年11月6日受理)