

2. SBRTの不均質領域の吸収線量

熊本大学 荒木不次男

1. 緒言

光子線治療における肺定位照射等の不均質組織の吸収線量評価は、水の吸収線量評価と異なり、測定電離量を吸収線量に変換する場合に種々の問題を生じる。例えば、不均質ファントム(水、肺、骨)を使用した電離量測定においては、質量エネルギー吸収係数、質量衝突阻止能比(SPR)等の吸収線量変換のために物理量が不明である。現在、水の吸収線量測定法はほぼ確立しているが、不均質物質における吸収線量測定法はほとんど研究されていない。2004年のAAPM report No.85では、光子線治療における組織不均質補正係数について報告しているが、大部分は放射線治療計画装置(RTPS)の線量計算アルゴリズムの原理と特徴である。不均質組織の吸収線量測定については、測定に基づいた肺等価と骨等価物質に対する不均質補正係数が表に掲載されているのみで、モンテカルロ(MC)計算を用いた不均質補正係数や上記の物理量については与えられていない。

一方、最近のRTPSの線量計算アルゴリズムは、モデルベースであるSuperposition(SP)法が主流となり、不均質領域における計算精度が向上してきている。ただし、RTPSのモデル計算のカーネルは水を基準としており、水以外の不均質物質においても水の原子組成をもとにCT値と相対電子濃度の関係から線量計算を行っている。したがって、厳密には原子番号の違い、とくに高原子番号の骨組織では散乱の違い等が生じ、とくに組織境界領域で計算誤差を生じる。

上記のように、不均質組織における吸収線量測定では、高原子番号の骨組織で問題となる。一方、肺組織ではほとんど問題にならない。これは、肺組織の原子組成は水に近く、SPRが水に近いためである。骨組織ではSPRが水に比べてかなり異なってくる。電離箱による電離量測定で最も影響を生じるのは、骨組織の吸収線量測定における電離箱壁の擾乱で、その次に電離箱ステムの擾乱が考えられる。これらの不均質物質の擾乱補正については、現在の標準測定法では言及されていない。そこで、本報告では不均質物質内の電離箱の擾乱補正係数とSPRをMC計算から求め、不均質組織における補正係数を算出した。また、不均質ファントムによる電離量測定と補正係数から評価した吸収線量は、直接MC計算から求めた不均質領域の吸収線量と比較した。

2. 不均質組織内における電離箱の擾乱補正係数と不均質補正係数

不均質組織の吸収線量 D_{inhomo} はSpencer-Attixの空洞原理に基づいて、コバルト照射線量校正定数 N_c を用いると次のように表すことができる。

$$D_{\text{inhomo}} = N_c k_{\text{att}} k_m k_{\text{cel}} \cdot M_{\text{inhomo}} \cdot \frac{\bar{W}_{\text{air}}}{e} \cdot \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{inhomo}} \cdot P_{Q,\text{inhomo}} \quad (1)$$

あるいは、コバルト吸収線量校正定数 $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ を用いて表せば次式のようなになる。

$$D_{\text{inhomo}} = D_{\text{inhomo}} = N_{D,w}^{60\text{Co}} \cdot M_{\text{inhomo}} \cdot \frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^{\text{inhomo}} P_{\text{inhomo}}]_Q}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_w]_{60\text{Co}}} \quad (2)$$

また、水や水等価物質 Solid water (SW) との相対的な線量比である Percent depth dose (PDD) は次式から求まる。

$$PDD_{\text{inhomo}} = 100 \times \frac{D_{\text{inhomo}}}{D_{\text{max,SW}}} = 100 \times \frac{M_{\text{inhomo}}}{M_{\text{max,SW}}} \cdot \frac{(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^{\text{inhomo}} (P_Q)_{\text{inhomo}}}{(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^{\text{SW}} (P_Q)_{\text{SW}}} = 100 \times \frac{M_{\text{inhomo}}}{M_{\text{max,SW}}} \cdot CF_{\text{inhomo}} \quad (3)$$

したがって、不均質組織の補正係数 CF_{inhomo} を求めるには、不均質組織の SPR と不均質組織内の電離箱の各擾乱補正係数が必要になる。

本報告では水、肺、骨のそれぞれの等価ファントム内の電離箱の擾乱補正係数である変位係数 P_{dis} 、壁材の補正係数 P_{wall} 、ステム補正係数 P_{stem} 、中心電極補正係数 P_{cel} 、及び全擾乱補正係数 P_Q を MC 計算から評価した。ファントムは水等価として Solid Water RMI-457 (物理密度 $\rho=1.046 \text{ g/cm}^3$, 相対電子濃度 $\rho_e=1.018$), 肺等価に LN300 RMI-455 ($\rho=0.3 \text{ g/cm}^3$, $\rho_e=0.293$), 骨等価に Bone SB3 RMI-450 ($\rho=1.819 \text{ g/cm}^3$, $\rho_e=1.696$) の GAMMEX 社製の固体ファントムを用いた。電離箱は PTW30013 Farmer-type である。まず、電離箱の各擾乱補正係数を求めるために、Fig. 1 に示すような配置で各ファントム内 (表面より 10 cm の深さ) に電離箱を設定した。照射野は $10 \times 10 \text{ cm}^2$ と $5 \times 5 \text{ cm}^2$, SSD=100 cm である。Fig. 2 は、水ファントム内における電離箱の各擾乱補正係数の算出方法を示している。水吸収線量 D_w 、電離箱の空洞線量 ($D_{\text{air}})_{\text{cavity}}$, ($D_{\text{air}})_{\text{wall}}$, ($D_{\text{air}})_{\text{stem}}$, ($D_{\text{air}})_{\text{cel}}$ をそれぞれ EGSnrc/Cavity コードで計算した。各線量比から擾乱補正係数は、 $P_{\text{dis}} = [D_w / (D_{\text{air}})_{\text{cavity}}] / (\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w$, $P_{\text{wall}} = (D_{\text{air}})_{\text{cavity}} / (D_{\text{air}})_{\text{wall}}$, $P_{\text{stem}} = (D_{\text{air}})_{\text{wall}} / (D_{\text{air}})_{\text{stem}}$, $P_{\text{cel}} = (D_{\text{air}})_{\text{stem}} / (D_{\text{air}})_{\text{cel}}$, $P_Q = [D_w / (D_{\text{air}})_{\text{cel}}] / (\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w$ で算出できる。他の不均質物質においても同様な手順で求まる。SPR の計算は、同じ幾何学的条件で EGSnrc/SPRRZnrc コードで求めた。線源には Varian Clinac 2100C と iX の MC ヘッドシミュレーションから得られた 4, 6, 10, 15 MV のスペクトルを用いた。

計算結果において、水、水等価、肺等価物質の擾乱補正係数は、光子エネルギーにあまり依存せず、1%以内で一致した。しかしながら、骨等価物質では電離箱壁の擾乱が、光子エネルギーに依存して照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ で 6% (4 MV) ~ 3% (15 MV), 照射野 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ で 5% (4 MV) ~ 2.5% (15 MV) の変化であった (Fig. 3)。ステムの影響は 0.5% 程度であり、骨と肺では側方散乱による 1% の違いがあった。Fig. 4 は全擾乱補正係数を示す。水、水等価、肺等価物質では約 1% で一致し、 $P_Q=0.98 \sim 0.99$ であった。骨等価物質では主に電離箱壁の擾乱によって、照射野 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ で 4% (4MV) ~ 2% (15 MV) の変化であった。

Fig. 5 は、式(3)の SW に対する肺と骨等価の不均質補正係数 CF_{LUNG} と CF_{BONE} を示す。肺等価では 1.01 ~ 1.02 の補正係数であり、SW と肺等価ファントムの線量比は、電離量比で評価しても 1% 程度の違いで一致する。これは、肺等価でファントムでは、SPR が SW のものと 2% 以内で一致するためである。一方、骨等価ファントムでは光子エネルギーに依存して、照射野 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ で 0.95 ~ 0.94 の補正係数となった。これは、骨部の SPR が SW のものに比べて 10% 以上低くなることに起因する。

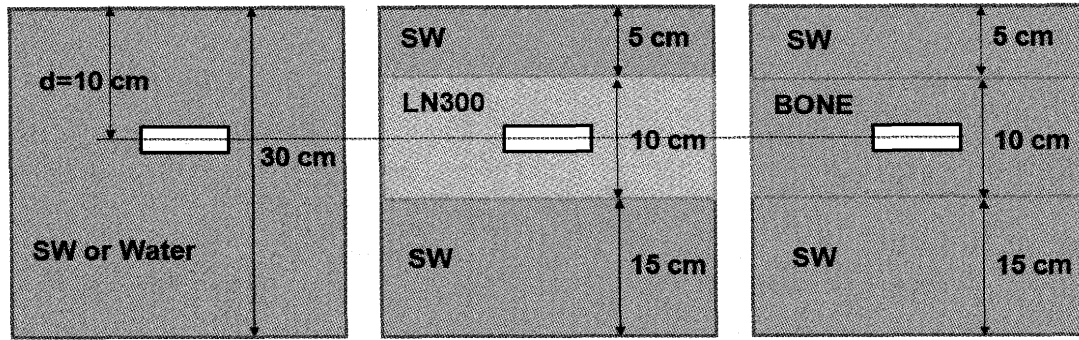
3. 不均質モデルによる線量検証

上記で算出した不均質補正係数の検証は、Fig. 6 に示す不均質モデルを用いて、電離箱による測定、MC、Pinnacle (SP 法) による PDD で行った。照射野は $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, SSD=100 cm である。測定には、PTW31002, 0.125 cc の電離箱を使用した。PTW31002 と PTW30013 Farmer-type の擾乱補正係数の違いは無視できる程度であった。また、測定における PDD は、式(3)に示すように電離量比 $M_{\text{inhomo}}/M_{\text{SW}}$ に、上記で算出した不均質補正係数 CF_{inhom} を掛けて求めた。

Fig. 7~9 は、測定による PDI と PDD, MC と Pinnacle の計算による PDD の比較を、照射野 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ について示す。Fig. 7 の Model 1 では、測定による PDI と PDD はほぼ一致するので PDI で比較した。測定による PDI と MC は良く一致しているが、Pinnacle は 15 MV で誤差が大きくなった [Fig. 7(b)]。同様に、Fig. 8~9 の Model 2, 3 では骨部で測定による PDI が MC より大きい、不均質補正した PDD では MC と良く一致した。Pinnacle では MC 及び測定 PDD と誤差を生じた。

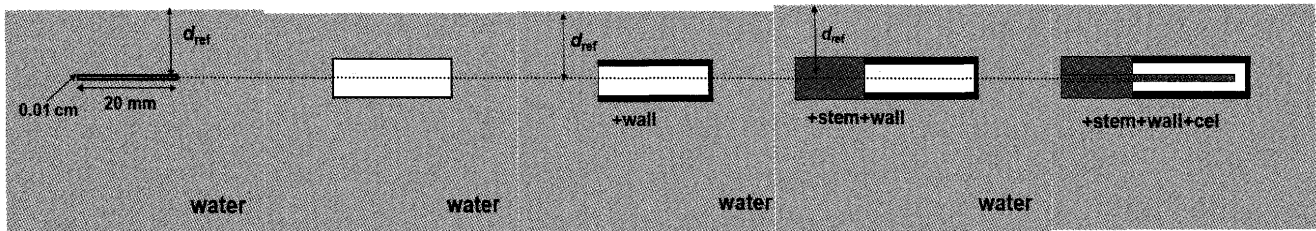
4. 結論

不均質物質内における電離箱の擾乱補正係数と SPR を評価することで、光子線治療における不均質組織の電離量測定から吸収線量を評価することが可能になった。



(a) Water-equivalent phantom (b) Lung-equivalent phantom (c) Bone-equivalent phantom

Fig. 1. Schematic geometries to calculate the perturbation factor for a PTW30013 Farmer-type chamber.



(a) D_w (b) $(D_{air})_{cavity}$ (c) $(D_{air})_{wall}$ (d) $(D_{air})_{stem}$ (e) $(D_{air})_{cel}$

Fig. 2. Schematic geometries to calculate each perturbation factor for a PTW30013 Farmer-type chamber.

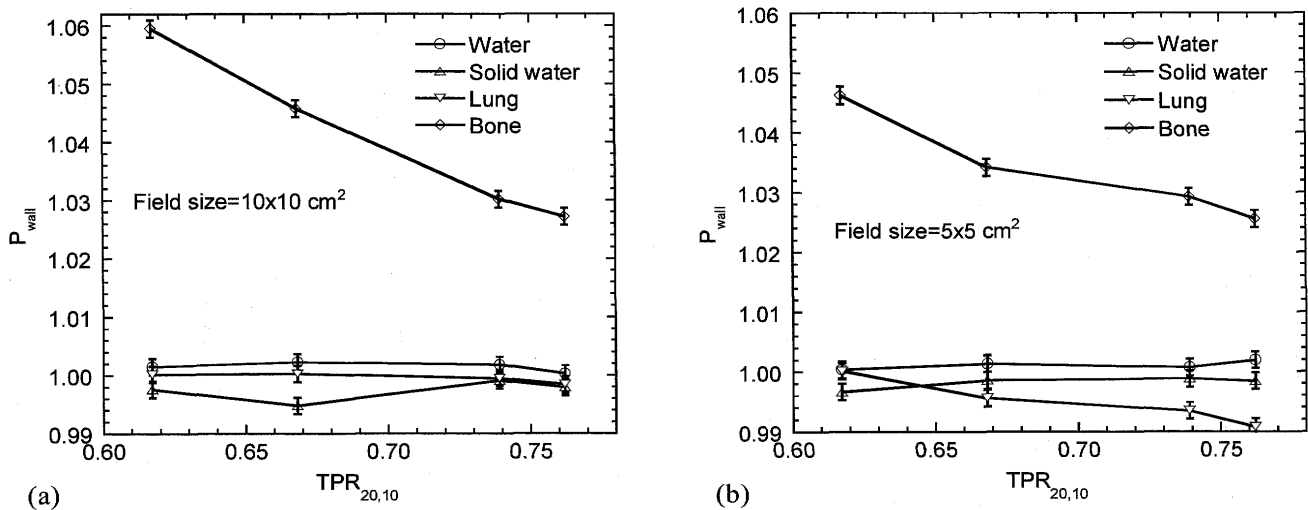


Fig. 3. Wall correction factors for a PTW Farmer-type 30013 chamber in heterogeneous phantoms as a function of beam quality.

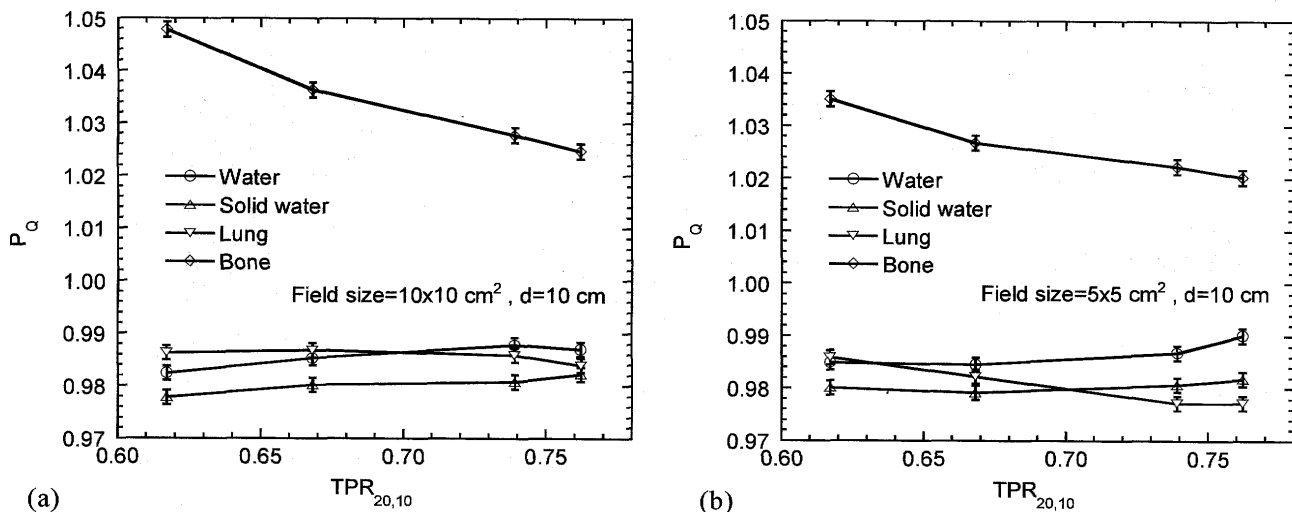


Fig. 4. Overall perturbation correction factors for a PTW Farmer-type 30013 chamber in heterogeneous phantoms as a function of beam quality.

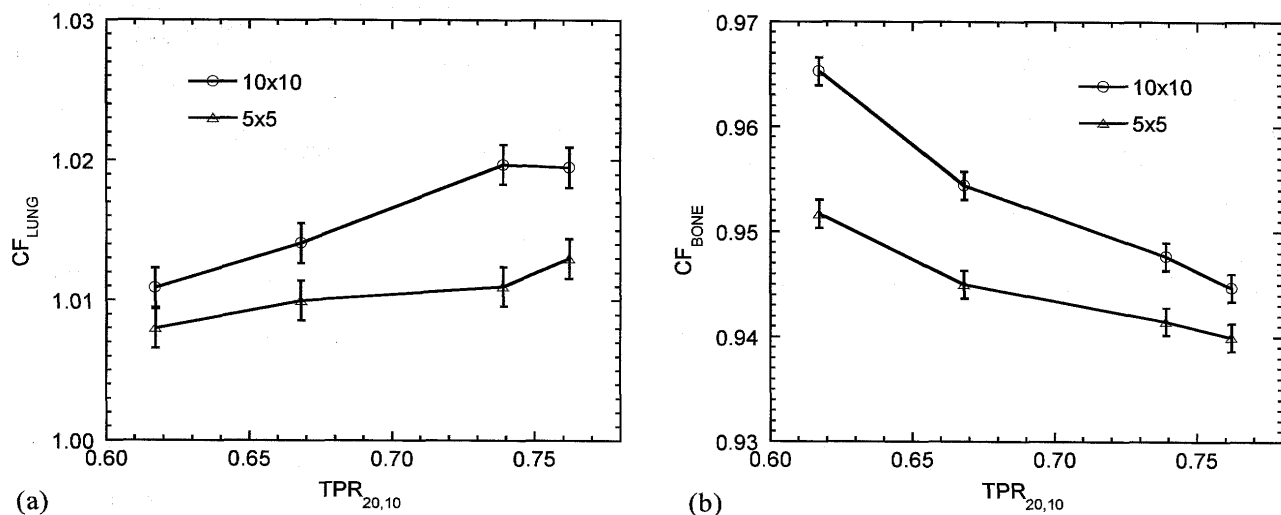


Fig. 5. Inhomogeneous correction factors for a PTW Farmer-type 30001 chamber in heterogeneous phantoms as a function of beam quality.

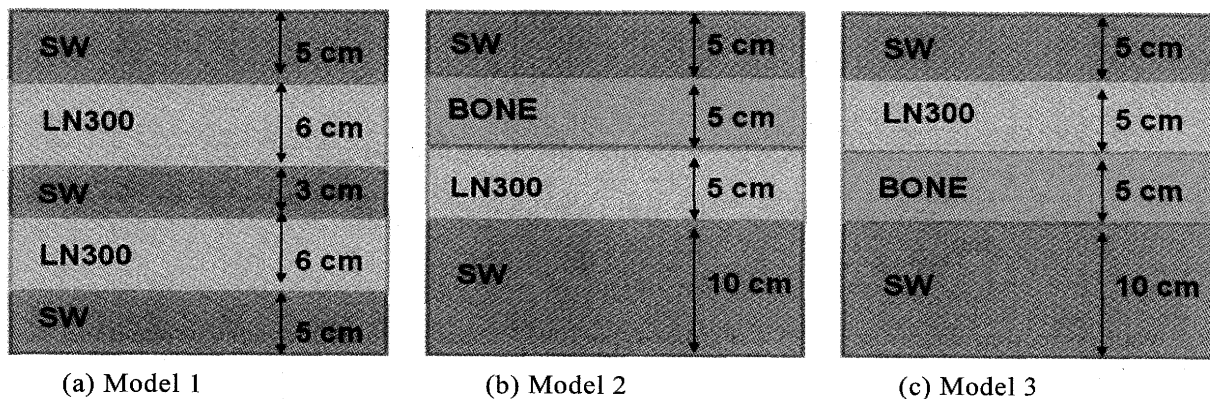


Fig. 6. Heterogeneous phantom models for testing calculated inhomogeneous correction factors, CF_{LUNG} and CF_{BONE} .

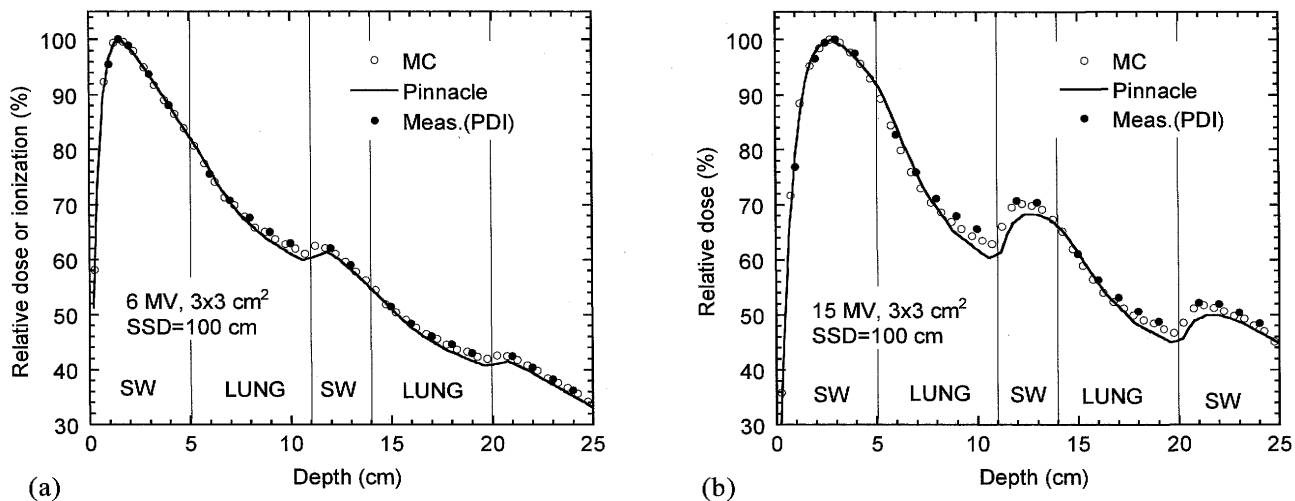


Fig. 7. Comparison between depth-dose curves calculated with MC and Pinnacle and depth-ionization curves measured with a PTW31002 chamber in heterogeneous phantom model 1.

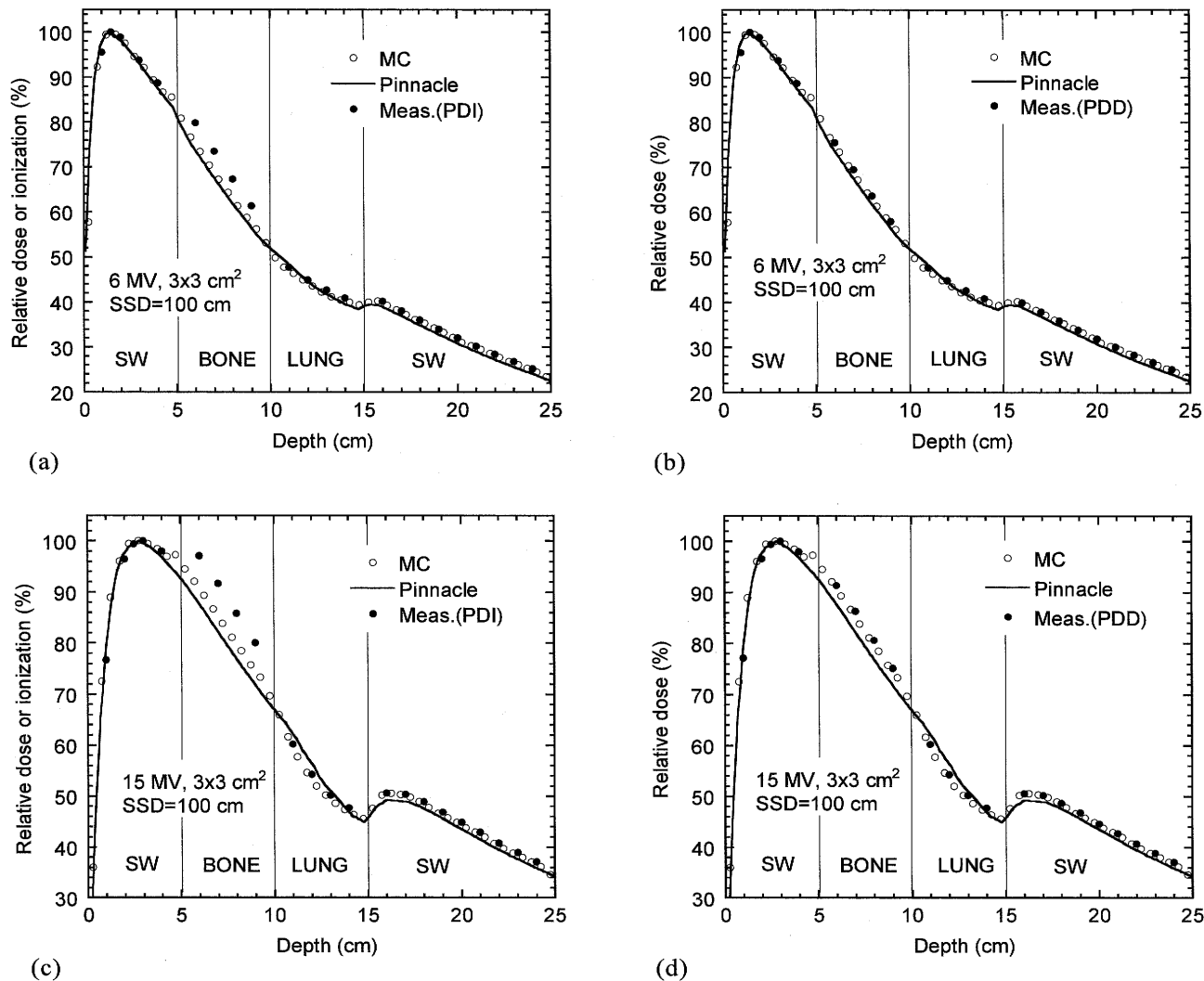
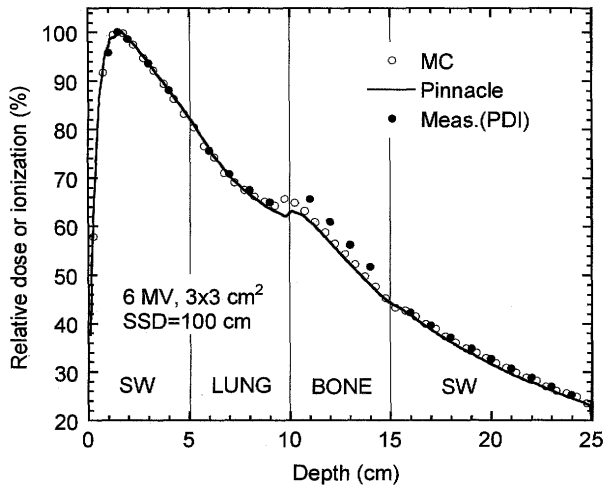
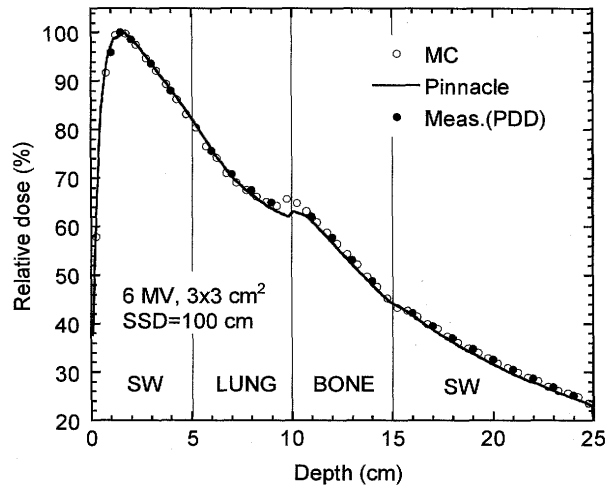


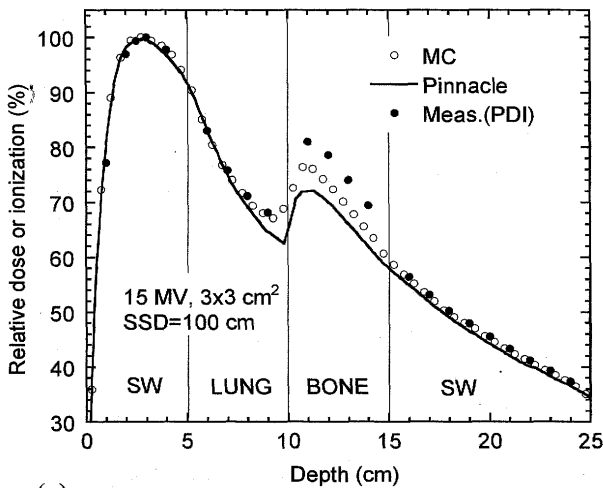
Fig. 8. Comparison between depth-dose curves calculated with MC and Pinnacle and depth-ionization or depth-dose curves measured with a PTW31002 chamber in heterogeneous phantom model 2.



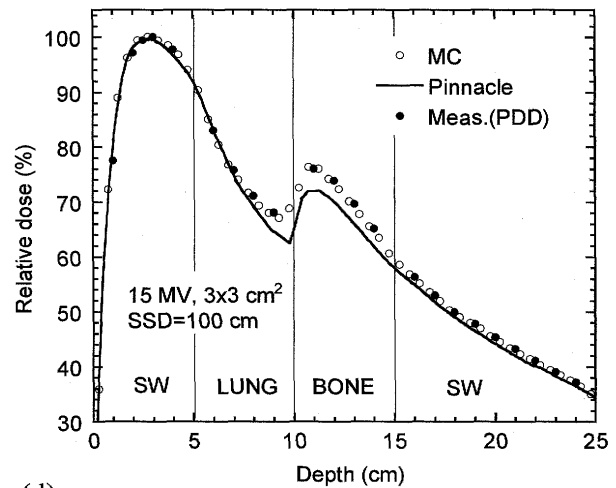
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 9. Comparison between depth-dose curves calculated with MC and Pinnacle and depth-ionization or depth-dose curves measured with a PTW31002 chamber in heterogeneous phantom model 3.