

『診療放射線技師 イエロー・ノート 臨床編 3rd edition』第3版第2刷(2013年3月10日)に誤りがありました。
ここに慎んでお詫び申し上げますとともに、以下の通り訂正させて載きます。
(下記PDFファイルをご覧ください)

(2013年11月27日 メジカルビュー社編集部)

ページ	該当箇所	誤	正
p.274	上から7行目	・・・検出器の上に鉛 バーファントム を置き、検出器中心軸上1.5m以上離れた固定点より種々の放射能強度の線源で照射し、放射能強度・計数率曲線 およびバーファントムイメージを必要に応じて撮像して 評価する。	・・・検出器の上に鉛 マスク を置き、検出器中心軸上1.5m以上離れた固定点より種々の放射能強度の線源で照射し、放射能強度・計数率曲線 にて 評価する。
p.274	上から11行目	・・・②最高計数率の値(Nmax)、③計数率直線部で得た バーファントムイメージと、最高計数率部で得たバーファントムイメージの比較 で評価する。	・・・②最高計数率の値(Nmax)で評価する。
p.274	上から15行目	・・・①重量法、①倍々希釈法、③減衰法などの 方法 で行う。	・・・①重量法、①倍々希釈法、③減衰法、④ 銅吸収法 などで行う。

『診療放射線技師 イエロー・ノート 臨床編 3rd edition』 正誤表

『診療放射線技師 イエロー・ノート 臨床編 3rd edition』（2012年2月10日第3版第1刷，
2013年3月10日第3版第2刷）に誤りがありました。ここに深くお詫びいたし，訂正申し上げます。

◆ 第3版第2刷

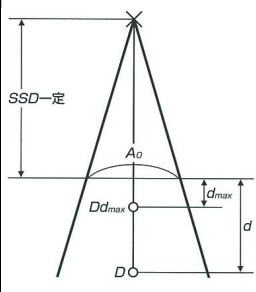
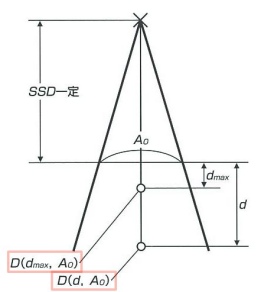
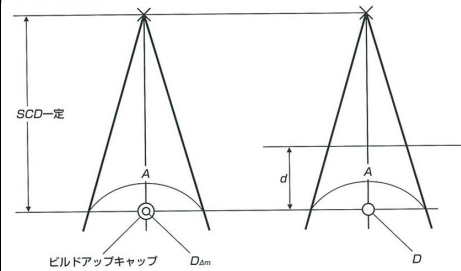
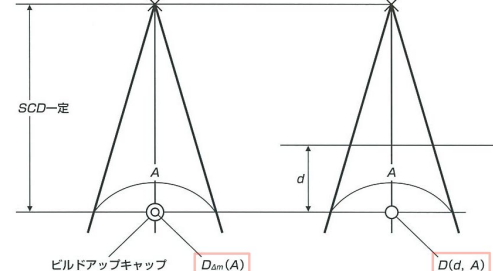
（最終更新日：2013年6月11日）

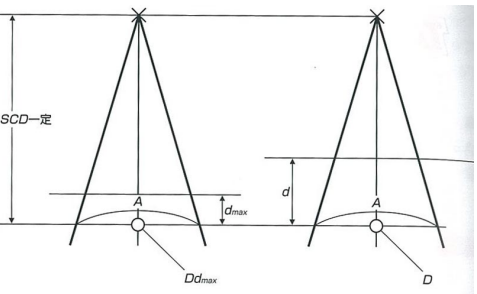
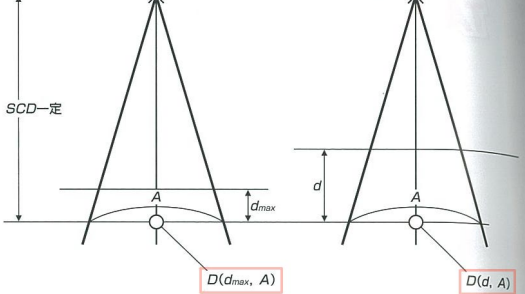
ページ	該当箇所	誤	正
p. 393		<p>①SSD法による計算 照射筒を使用した電子線照射などでは，SSD fcm，表面の照射野 A_0 cm² のとき，深さ d cm の病巣に $D(d, A_0)$ Gy を照射する場合，基準点(SSD + dr) の線量 $D(d, A_0)$ は次式で求められる。</p> $D(d, A_0) = \frac{D(d, A_0) \times 100}{PDD(d, A_0) \times WF \times OPF(A_0)} \text{ [Gy]}$ <p>②STD (またはSAD) 法の計算 高エネルギーX線でSTDが一定の場合，STD h cm，深さ d cm の照射野が A cm² のときに病巣に $D(d, A)$ Gy を照射する場合，病巣と同位置での空気中の吸収線量(空中組織吸収線量) $D_{\text{air}}(A)$ と組織中の基準点吸収線量 $D(d, A)$ は次式で求められる。</p> $D_{\text{air}}(A) = \frac{D(d, A)}{TAR(d, A) \times WF \times OPF(A)} \text{ [Gy]}$ $D(d, A) = \frac{D(d, A)}{TMR(d, A) \times WF \times OPF(A)} \text{ [Gy]}$	<p>①SSD法による計算 照射筒を使用した電子線照射などでは，SSD fcm，表面の照射野 A_0 cm² のとき，深さ d cm の病巣に $D(d, A_0)$ Gy を照射する場合，基準点(SSD + dr) の線量 $D(d, A_0)$ は次式で求められる。 ●「$A_0 = 10 \times 10 \text{cm}^2$」に訂正</p> $D(d, A_0) = \frac{D(d, A_0) \times 100}{PDD(d, A_0) \times WF \times OPF(A_0)} \text{ [Gy]}$ <p>●「d_r」に訂正</p> <p>②STD (またはSAD) 法の計算 高エネルギーX線でSTDが一定の場合，STD h cm，深さ d cm の照射野が A cm² のときに病巣に $D(d, A)$ Gy を照射する場合，病巣と同位置での空気中の吸収線量(空中組織吸収線量) $D_{\text{air}}(A)$ と組織中の基準点吸収線量 $D(d, A)$ は次式で求められる。 ●「$A = 10 \times 10 \text{cm}^2$」に訂正</p> $D_{\text{air}}(A) = \frac{D(d, A)}{TAR(d, A) \times WF \times OPF(A)} \text{ [Gy]}$ $D(d, A) = \frac{D(d, A)}{TMR(d, A) \times WF \times OPF(A)} \text{ [Gy]}$
p. 395		<p>解 ①初めに1門当たりの基準点の吸収線量を求める。2門照射なので1門当たりの比率 r [門⁻¹] として1/2をかける。 WF：<さびフィルタの補正係数とOPF：出力係数(照射野 $10 \times 10 \text{cm}^2$：に対する補正係数)はフィルタを使用せず，照射野についても特に記載がないのでどちらも1としてよい(記載のあるときはその値を代入する)。</p> $D(d, A) = \frac{D(d, A) \times r}{TMR(d, A) \times WF \times OPF(A)} = \frac{2[\text{Gy}] \times \frac{1}{2} [\text{門}^{-1}]}{0.84 \times 1 \times 1} = 1.19 [\text{Gy}/\text{門}]$	<p>解 ①初めに1門当たりの基準点の吸収線量を求める。2門照射なので1門当たりの比率 r [門⁻¹] として1/2をかける。 WF：<さびフィルタの補正係数とOPF：出力係数(照射野 $10 \times 10 \text{cm}^2$：に対する補正係数)はフィルタを使用せず，照射野についても特に記載がないのでどちらも1としてよい(記載のあるときはその値を代入する)。 ●「$A = 10 \times 10 \text{cm}^2$」に訂正</p> $D(d, A) = \frac{D(d, A) \times r}{TMR(d, A) \times WF \times OPF(A)} = \frac{2[\text{Gy}] \times \frac{1}{2} [\text{門}^{-1}]}{0.84 \times 1 \times 1} = 1.19 [\text{Gy}/\text{門}]$

◆ 第3版第1刷

（最終更新日：2013年6月11日）

ページ	該当箇所	誤	正
p. 139	図113	3：腓骨粗面	3：脛骨粗面
p. 143	16行目	⑥ファンローゼン (von Rosen) 法外転内旋位	⑥ファンローゼン (von Rosen) 位 (外転内旋位)
p. 145	下から4行目	●乳腺は多組織と	●乳腺は他組織と
p. 181	図163	冠動脈 (軸椎歯突起骨折)	冠動脈 (軸椎歯突起骨折)
p. 184	15行目	●脳虚血による非可逆障害	●脳虚血による可逆障害
p. 203	TAP & TAP 下から7行目	動脈の末梢血管ま	動脈の末梢血管まで
p. 211	18行目	●部分フーリエ法によるシングルショットSE法を	●部分フーリエ法によるシングルショット高速SE法を
p. 236	5行目	●肝硬変では肝辺縁の不整や門脈萎縮が認められる。	●肝硬変では肝辺縁の不整や肝内エコーの不均一化，門脈萎縮，腹水などが認められる。
p. 288	下から2行目	「スライス・シールド」	「スライス・シールド (セプタ)」

ページ	該当箇所	誤	正
p. 346	TAP &TAPの3行目, 表48の3段目左	185MBq以下	185 <u>(200)</u> MBq以下
p. 346	TAP &TAPの5行目, 表48の4段目左	370MBq以上	370 <u>(400)</u> MBq以上
p. 385	図20	 $PDD(d, A_0) = \frac{100 \cdot D(d, A_0)}{Dd_{max}(A)}$ <p> d : ファントム中の任意の深さ d_{max} : 最大深 D : ファントム中の任意の深さにおける吸収線量 Dd_{max} : 最大深吸収線量 A_0 : 表面での照射野 SSD : 線源表面間距離 </p>	 $PDD(d, A_0) = \frac{100 \cdot D(d, A_0)}{D(d_{max}, A_0)}$ <p> d : ファントム中の任意の深さ d_{max} : 最大深 A_0 : 表面での照射野 $D(d, A_0)$: 照射野A_0でのファントム中の任意の深さdにおける吸収線量 $D(d_{max}, A_0)$: 照射野A_0での最大深吸収線量 SSD : 線源表面間距離 </p>
p. 387	図21	 $TAR(d, A) = \frac{D(d, A)}{D_{d_{max}}(A)}$ <p> d : ファントム中の任意の深さ D : ファントム中の任意の深さにおける吸収線量 $D_{d_{max}}$: 空中組織吸収線量 A : 注目している深さでの照射野 SCD : 線源検出器間距離 ただし、Dと$D_{d_{max}}$は線源からの距離(SCD)が同じ点の値である。 </p>	 $TAR(d, A) = \frac{D(d, A)}{D_{d_{max}}(A)}$ <p> d : ファントム中の任意の深さ d_{max} : 最大深 A : 測定深での照射野 $D(d, A)$: 照射野Aでのファントム中の任意の深さdにおける吸収線量 $D_{d_{max}}(A)$: 照射野Aでの空中組織吸収線量 SCD : 線源検出器間距離 ただし、$D(d, A)$と$D_{d_{max}}(A)$はSCD一定 </p>

ページ	該当箇所	誤	正
p. 388	図22	 <p> $TMR(d, A) = \frac{D(d, A)}{D_{d_{max}}(A)}$ </p> <p> d : ファントム中の任意の深さ d_{max} : 最大深 D : ファントム中の任意の深さにおける吸収線量 $D_{d_{max}}$: 最大深吸収線量 A : 注目している深さでの照射野 ただし、Dと$D_{d_{max}}$は線源からの距離(SCD)が同じ点の値である。 </p>	 <p> $TMR(d, A) = \frac{D(d, A)}{D(d_{max}, A)}$ </p> <p> d : ファントム中の任意の深さ d_{max} : 最大深 A : 測定深での照射野 $D(d, A)$: 照射野Aでのファントム中の任意の深さdにおける吸収線量 $D(d_{max}, A)$: 照射野Aでの最大深吸収線量 SCD : 線源検出器間距離 ただし、$D(d, A)$と$D(d_{max}, A)$はSCD一定 </p>
p. 388	用語アラカルト TPR	<p>TPRは以下の式で表される。</p> $TPR(d, A) = \frac{D(d, A)}{D_r(A)}$ <p>ここで、D_rは基準点吸収線量で、基準深d_rの点の吸収線量である。基準深d_rとはビーム軸上の目的に応じて定める特定の深さであり、一般的には、PDDの100%、TMR、TPRの1となる深さである。幾何学的にはTMRの図22のd_{max}および$D_{d_{max}}$をそれぞれd_rおよびD_rとしたものである。</p>	<p>TPRは以下の式で表される。</p> $TPR(d, A) = \frac{D(d, A)}{D(d_r, A)}$ <p>ここで、$D(d_r, A)$は基準点吸収線量で、基準深d_rの点の吸収線量である。基準深d_rとはビーム軸上の目的に応じて定める特定の深さであり、一般的には、PDDの100%、TMR、TPRの1となる深さである。幾何学的にはTMRの図22のd_{max}および$D(d_{max})$をそれぞれd_rおよび$D(d_r)$としたものである。</p>
p. 388	下から4行目	● TMRとPDDはDと $D_{d_{max}}$ の比であるが、TMRは線源からの	● TMRとPDDはDと $D_{d_{max}}$ の比であるが、TMRは線源からの
p. 392		<p>● 出力係数(OPF : output factor)</p> <p>● 基準点における照射野がA、A_0およびそれぞれが10cm×10cmのときの基準点吸収線量をそれぞれ$D_r(A)$、$D_r(A_0)$および$D_r(A=10 \times 10)$、$D_r(A_0=10 \times 10)$とすれば、基準点出力係数は次式で定義される。</p> $OPF_r(A) = \frac{D_r(A)}{D_r(A=10 \times 10)}$ $OPF_r(A_0) = \frac{D_r(A_0)}{D_r(A_0=10 \times 10)}$	<p>● 出力係数(OPF : output factor)</p> <p>● 基準点における照射野がA、A_0およびそれぞれが10cm×10cmのときの基準点吸収線量をそれぞれ$D(d, A)$、$D(d, A_0)$および$D(d, A=10 \times 10)$、$D(d, A_0=10 \times 10)$とすれば、基準点出力係数は次式で定義される。</p> $OPF_r(A) = \frac{D(d, A)}{D(d, A=10 \times 10)}$ $OPF_r(A_0) = \frac{D(d, A_0)}{D(d, A_0=10 \times 10)}$

ページ	該当箇所	誤	正
p. 393		<p>外部照射の吸収線量計算</p> <p>●放射線治療においては通常は病巣(標的)位置はビーム軸に一致することが多く、標的の線量を計算する場合はビーム軸上の線量の比であるPDDやTMRなどを用いる。 ※なお、基準点吸収線量D_0は、一般にPDDが100%、TMRが1となる深さの吸収線量で最大深吸収線量$D_{d_{max}}$と一致する。</p> <p>①SSD法による計算 照射筒を使用した電子線照射などでは、SSD fcm, 表面の照射野A_0 cm²のとき、深さd cmの病巣にD_0 Gyを照射する場合、基準点(SSD + dr)の線量$D_r(A_0)$は次式で求められる。</p> $D_r(A_0) = \frac{D_0 \times 100}{PDD \times WF \times OPF} \text{ [Gy]}$ <p>②STD(またはSAD)法の計算 高エネルギーX線でSTDが一定の場合、STD h cm, 深さd cmの照射野がA_0 cm²のときに病巣にD_0 Gyを照射する場合、病巣と同位置での空気中の吸収線量(空中組織吸収線量)$D_{0m}(A_0)$と組織中の基準点吸収線量$D_r(A_0)$は次式で求められる。</p> $D_{0m}(A_0) = \frac{D_0}{TAR \times WF \times OPF} \text{ [Gy]}$ $D_r(A_0) = \frac{D_0}{TMR \times WF \times OPF} \text{ [Gy]}$ <p>* $D_{0m}(A_0)$ と $D_r(A_0)$ には以下の関係がある。</p> $D_{0m}(A_0) = \frac{D_r(A_0)}{SF}$	<p>外部照射の吸収線量計算</p> <p>●放射線治療においては通常は病巣(標的)位置はビーム軸に一致することが多く、標的の線量を計算する場合はビーム軸上の線量の比であるPDDやTMRなどを用いる。 ※なお、基準点吸収線量$D(d_r)$は、一般にPDDが100%、TMRが1となる深さの吸収線量で最大深吸収線量$D(d_{max})$と一致する。</p> <p>①SSD法による計算 照射筒を使用した電子線照射などでは、SSD fcm, 表面の照射野A_0 cm²のとき、深さd cmの病巣に$D(d, A_0)$ Gyを照射する場合、基準点(SSD + dr)の線量$D(d_r, A_0)$は次式で求められる。</p> <p>●「$A_0 = 10 \times 10 \text{ cm}^2$」に訂正</p> $D(d_r, A_0) = \frac{D(d, A_0) \times 100}{PDD(d, A_0) \times WF \times OPF(A_0)} \text{ [Gy]}$ <p>●「d_r」に訂正</p> <p>②STD(またはSAD)法の計算 高エネルギーX線でSTDが一定の場合、STD h cm, 深さd cmの照射野がA cm²のときに病巣に$D(d, A)$ Gyを照射する場合、病巣と同位置での空気中の吸収線量(空中組織吸収線量)$D_{0m}(A)$と組織中の基準点吸収線量$D(d_r, A)$は次式で求められる。</p> <p>●「$A = 10 \times 10 \text{ cm}^2$」に訂正</p> $D_{0m}(A) = \frac{D(d, A)}{TAR(d, A) \times WF \times OPF(A)} \text{ [Gy]}$ $D(d_r, A) = \frac{D(d, A)}{TMR(d, A) \times WF \times OPF(A)} \text{ [Gy]}$ <p>* $D_{0m}(A)$ と $D(d_r, A)$ には以下の関係がある。</p> $D_{0m}(A) = \frac{D(d_r, A)}{SF}$
p. 394		<p>※・PDD: SSD fcm, 照射野A_0 cm²における深さd cmの深部量百分率 ・TAR, TMR: STD h cm, 照射野A_0 cm²の深さd cmの組織空中線量比および組織最大線量比 ・WF: くさびフィルタの補正係数(ウエッジ・ファクタ) ・OPF: 出力係数(照射野$10 \times 10 \text{ cm}^2$: に対する補正係数) ・SF: 散乱係数*19</p>	<p>※・PDD(d, A_0): SSD fcm, 照射野A_0 cm²における深さd cmの深部量百分率 ・TAR(d, A), TMR(d, A): STD h cm, 照射野A cm²の深さd cmの組織空中線量比および組織最大線量比 ・WF: くさびフィルタの補正係数(ウエッジ・ファクタ) ・OPF(A): 出力係数(照射野$10 \times 10 \text{ cm}^2$: に対する補正係数) ・SF: 散乱係数*19</p>
p. 394	例題 3行目	1モニタ当たりの線量は0.0099Gyとする。	1モニタ当たりの基準点呼吸線量は0.01Gyとする。
p. 395		<p>解</p> <p>①初めに1門当たりの基準点の吸収線量を求める。2門照射なので門数で割るのを忘れないこと。→ 1門当たりの比率として1/2をかけても同じ。 WF: くさびフィルタの補正係数とOPF: 出力係数(照射野$10 \times 10 \text{ cm}^2$: に対する補正係数)はフィルタを使用せず、照射野についても特に記載がないのでどちらも1としてよい(記載のあるときはその値を代入する)。</p> $D_r(A_0) = \frac{D_0}{TMR \times WF \times OPF} = \frac{2[\text{Gy}] \div 2[\text{門}]}{0.84 \times 1 \times 1} = 1.19[\text{Gy}/\text{門}]$ <p>②モニタ線量計と基準点の吸収線量の関係から1モニタ当たりの基準点吸収線量である0.0099[Gy/MU]で①で求めた吸収線量を割る。</p> $1.19[\text{Gy}/\text{門}] \div 0.0099[\text{Gy}/\text{MU}] = 120[\text{MU}/\text{門}]$ <p>【答】120[MU/門] *ポイント: 計算問題は単位をよく見るとまちがえにくくなる。</p>	<p>解</p> <p>①初めに1門当たりの基準点の吸収線量を求める。2門照射なので1門当たりの比率r[門⁻¹]として1/2をかける。 WF: くさびフィルタの補正係数とOPF: 出力係数(照射野$10 \times 10 \text{ cm}^2$: に対する補正係数)はフィルタを使用せず、照射野についても特に記載がないのでどちらも1としてよい(記載のあるときはその値を代入する)。</p> <p>●「$A = 10 \times 10 \text{ cm}^2$」に訂正</p> $D(d_r, A) = \frac{D(d, A) \times r}{TMR(d, A) \times WF \times OPF(A)} = \frac{2[\text{Gy}] \times \frac{1}{2}[\text{門}^{-1}]}{0.84 \times 1 \times 1} = 1.19[\text{Gy}/\text{門}]$ <p>②モニタ線量計と基準点の吸収線量の関係から1モニタ当たりの基準点吸収線量である0.01[Gy/MU]で①で求めた吸収線量を割る。</p> $1.19[\text{Gy}/\text{門}] \div 0.01[\text{Gy}/\text{MU}] = 119[\text{MU}/\text{門}]$ <p>【答】119[MU/門] *ポイント: 計算問題は単位をよく見るとまちがえにくくなる。</p>
p. 406	下から3行目	中央遮へい (2~3cm)	中央遮へい (3~4cm)
p. 454	表18 肝癌「外部」	3D-CRT・IMRT・SRTでは	3D-CRT・IMRT・SBRTでは
p. 504	TAP &TAP 3行目	先鋭化フィルタ	鮮鋭化フィルタ

ページ	該当箇所	誤	正
p. 511	●主な対象	①乳房写真（ <u>冠状動脈狭窄の定量的分析</u> ） ②胸部写真（ <u>微小石灰化・腫瘍の検出</u> ） ③血管造影（ <u>結節状陰影・気胸の検出，間質性陰影の定量的分析</u> ）	①乳房写真（ <u>微小石灰化・腫瘍の検出</u> ） ②胸部写真（ <u>結節状陰影・気胸の検出，間質性陰影の定量的分析</u> ） ③血管造影（ <u>冠状動脈狭窄の定量的分析</u> ）
p. 518	図31		
p. 533	表15 呼称 QSXGAの一般	4M	5M