OUKA
Osaka University Knowledge Archive

Title	放射線治療における照射脊推の変化-骨シンチグラフィおよびMR imagingによる検討-
Author(s)	吉田, 大輔; 沢田, 章宏; 上池, 修 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1992, 52(8), p. 1099-1109
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17440
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

日本医放会誌：52（8），1099—1109，1992（平4）

放射線治療における照射脊椎の変化
—骨シンチグラフィおよびMR imagingによる検討—

高知医科大学放射線医学教室
吉田　大輔　　沢田　章宏　　上池　　修
小川　恭弘　　前田　知穂
兵庫県立成人病センター放射線科
吉　田　　祥　二

（平成3年10月16日受付）
（平成3年12月4日最終原稿受付）

A Study of Irradiated Spines in Radiotherapy
—Using ^{99m}Tc-HMDP Bone Scintigraphy & MR Imaging—

Daisuke Yoshida, Akihiro Sawada, Osamu Kamiike, Yasuhiro Ogawa and Tomoho Maeda
Department of Radiology, Kochi Medical School
Shoji Yoshida
Department of Radiology, Hyogo Medical Center for Adults

Research Code No. : 705.2

Key Words *Radiotherapy, Bone scintigraphy, MR imaging, Bone metastasis*

When radiation therapy is performed on a patient with malignant tumor, vertebral spines are sometimes included in the irradiation field. In the present study, ^{99m}Tc-HMDP uptake was examined in 102 cases of malignant tumors treated with radiation therapy (irradiated total doses from 10 to 70 Gy) in order to clarify the time course of accumulation.

The scintigram on the film was transformed with a film digitizer into objective data, and the Accumulation Decreasing Index (ADI) was calculated each month after irradiation. In the group receiving less than 30 Gy, recovery of ^{99m}Tc-HMDP accumulation was seen after a mild decrease in the ADI. However, in the group that received more than 40 Gy, no recovery of accumulation was seen, and a large decrease in the ADI followed.

Vertebral MRI was performed with and without Gd-DTPA enhancement to calculate the vertebral Signal Intensity Ratio (SIR), and decreased blood flow in the irradiated bone marrow was estimated from the changes in SIR values.

In the irradiated area, no definite abnormal accumulation of ^{99m}Tc-HMDP was observed against the new metastatic bone tumor. In such cases, MRI should be performed soon after bone scintigraphy in order to detect the tumor.

1. はじめに

従来より種々の骨および骨髄の核医学的研究がなされてきたが，放射線照射を受けた骨組織への核種集積に関する研究は少ない．一般に放射線照射骨の骨シンチグラム上での集積低下は経験されるものの，放射線照射線量と骨シンチグラム集積

度およびその経時的変化に関する客観的評価は行われていない．Matthews ら[1)2)]によると肺癌治癒切除後30日にて既に40%近い遠隔転移が出現し，肺癌剖検時の骨転移は37%に及ぶという．この様に発生率の高い骨転移に対して，照射野外のみならず照射野内脊椎転移の検索は患者の予後に及ぼす影響において重要である．著者らは102症例の担癌患者において，放射線照射前後の骨シンチグラムを用い，各線量毎の集積低下時期，その程度及び集積回復の有無について検討すると共に，MRIによる照射骨組織の血流状態の検討を加え，癌治療における骨転移検索方法の一端について述べる．

2. 方　法

骨シンチグラムは実際の放射活性をフィルムに黒化度として表現した像であるため，シンチグラムの比較読影は使用するフィルム特性の影響を受ける．又，以下で用いる骨シンチグラム上の各種 Index すなわち，Vertebral Accumulation Index (VAI)，Accumulation Decreasing Index (ADI) は相対値であり，黒化度を用いた Index と放射活性値を用いた Index との相関を確認する必要がある．

基礎的検討として，(I) ファントーム実験による使用フィルムデジタイザーの濃度分解能の適正度の確認，(II) 無作意抽出骨シンチグラムにおける黒化度 Index と測定時の放射活性値 Index との相関性，を確かめた．次いで臨床的検討として，(III) 症例毎に骨シンチグラムをデジタル化して各種 Index を求め，放射線照射線量に応じた脊椎骨シンチグラムの推移を検討した．

これに関連して，(IV) 脊椎 MRI 像を用い，骨シンチグラムにおける照射後脊椎の集積低下現象の原因を検討すると共に，両者における照射脊椎の骨転移描出能の比較を加えた．

(I) フィルムディジタイザーによる骨シンチグラム濃度分解能に関する基礎的検討

4.625×10^{7}Bq(1.25mCi)の^{99m}Tc-pertechnetate を 6 段階に1/2希釈し，ファントームとした．これを低エネルギー高分解能コリメータを装着したガンマカメラ（東芝製 GCA-401-5）にて preset time 120sec でデータ収集し，核医学データ処理装置（東芝製 GMS-55B）の CRT 上で ROI を設定し，1pixel 当たりの平均カウント数を算出した（以下デジタル法とする）．さらに同ファントームを用いて得られたシンチグラムをフィルムデジタイザー（東芝製 TFR-01）にてサンプリングピッチ 200μm で読み取り，TDIS（東芝製 TDF-500A）上に CRT 表示後，核医学データ処理装置へ転送し，256×256dot表示にてCRT上で一定のwindow及び level 設定を行い，前述と同じ ROI 設定のもとに1pixel 当たりの ROI 値（CRT 上の黒化度）を算出した(以下フィルム法とする)．各フィルム像はDensitometer（The X-Rite Co. Model 301）にて濃度計測が行われ，フィルム法の ROI 値との相関を求めた．

(II) ^{99m}Tc-HMDP 骨シンチグラムの ROI 相対値に関する基礎的評価

10例の無作意抽出臨床例に^{99m}Tc-HMDP（7.4×10^{8}Bq（20mCi））を用い，胸部背面スポット像（プラナー像）にて上部胸椎，上部腰椎，腋窩軟部組織に各々一定の ROI を設定した．得られた値を式(1)に代入することで相対的脊椎集積度（Vertebral Accumulation Index：以下 VAI）をデジタル法とフィルム法各々にて算出し，両者間の統計学的有意差を検討した．なお，この基礎的検討における VAI を VAI(1)とし，以下に続く臨床例における VAI を VAI(2)とする．

（式１）

$$\mathrm{VAI}(1)=\frac{\text{上部胸椎 ROI}-\text{軟部組織 ROI}}{\text{上部腰椎 ROI}-\text{軟部組織 ROI}}$$

(III) フィルム法による放射線照射前後の脊椎骨シンチグラムの検討

対象症例：当院放射線科にて放射線治療が行われた1982年 4 月19日から1991年 3 月 1 日までの1,779症例のうち，脊椎が照射野に含まれている358症例の担癌患者を抽出した．さらにその中で脊椎に転移が認められず，^{99m}Tc-HMDP による骨シンチグラフィで経過観察がなされた102症例を用いた．疾患の内訳は肺癌84例，食道癌16例，甲状腺癌 1 例，縦隔血管肉腫 1 例であり，経過観察中に骨転移が存在していないことは単純 X 線写真，

骨シンチグラフィ，臨床所見から確かめられ，経過中に明らかな骨転移が生じてきた場合は対象症例から除外した．

放射線治療：LINAC(三菱製 ML-15MIII)の10 MV X 線による分割照射法とし，一回線量は2Gyに統一した．実際の患者の吸収線量は人体ファントーム及び深部線量分布計算(CMS 製 Modulex)により確かめられ，脊椎における線量を基準として四捨五入法で総線量10Gy から70Gy にわたり10Gy 間隔で分類した．

骨シンチグラフィ：少なくとも放射線治療前後で2回施行されていることを必要最低条件とした．核種は^{99m}Tc-HMDP を用い，方法（II）でのフィルム法に準じて相対的脊椎集積度 VAI(2)の計測が行われた．なお，ROI は照射脊椎，非照射脊椎（control），軟部組織（Background）の各々に設定し，3回のカウント測定値の平均を求めた後，この結果を式(2)に代入することで照射野内脊椎の相対的集積度 VAI(2)を求め，プラナー像を客観化させる評価法とした．なお，各症例において骨シンチグラム上の ROI 設定部位は一定とし，放射線照射前後で同一脊椎の比較を行った．

（式2）

$$\text{VAI}(2)=\frac{\text{照射脊椎 ROI}-\text{軟部組織 ROI}}{\text{非照射脊椎 ROI}-\text{軟部組織 ROI}}$$

さらに放射線照射前の VAI(2)値に対する照射後の骨シンチグラムの VAI(2)値の比率（%）を求め，得られた値を照射野脊椎の^{99m}Tc-HMDP 集積低下度（Accumulation Decreasing Index：以下 ADI)とし，放射線線量別にグラフ表示した．総線量は10Gy から70Gy に及ぶが，各々の線量で検討し得た症例数は10Gy—5例，20Gy—7例，30Gy—11例，40Gy—31例，50Gy—19例，60Gy—23例，70Gy—6例である．

（IV）放射線照射後の脊椎 MRI による検討

脊椎 MRI にて Gd-DTPA（0.2ml/kg I.V.）による造影前後の椎体内転移巣の信号強度比を求め，放射線照射の有無における骨髄血流量の評価を試みた．

対象症例：照射脊椎として，30Gy が2例(2転移巣)，40Gy が3例(3転移巣)，60Gy が1例(2転移巣)，非照射脊椎として5例を用いた．原疾患は肺癌（小細胞癌）であり，照射脊椎はいずれも照射終了後1年以上2年未満である．なお，症例は必ずしも骨シンチグラムの症例とは一致していない点断りおく．

使用機種と撮影条件：GE 社製 Signa　1.5T，pulse　sequence は SE 法で，T1強調像600/20/2（TR/TE/excitation），T2強調像2,000/80/1(TR/TE/excitation)の正中矢状断像を用いた．T1強調画像にて目的とする椎体内転移巣に ROI を設定し，それを式(3)により造影前に対する造影後の値の比率に換算し，Gd-DTPA による造影前後での信号強度比（Signal Intensity Ratio：以下 SIR)を求め，造影剤による骨髄血流量の画像上評価とした．なお，これらの計測に際しては，各症例とも非造影像，造影像は一連の検査として同日施行されたものであり，測定条件は症例毎に全く一定のもとに行われた．

（式3）

$$\text{脊椎骨髄 SIR}=\frac{\text{造影後転移巣信号強度}}{\text{造影前転移巣信号強度}}$$

3. 結　　果

（I）フィルムデジタイザーによる骨シンチグラム濃度分解能に関する基礎的検討

^{99m}Tc-pertechnetate の1/2希釈濃度に対する放射活性値とカウント数に直線的相関が認められた．次いでフィルム上のシンチグラム像での各放射活性値に対応する Densitometer 上の濃度値とフィルムデジタイザーを用いたフィルム法による CRT 上での ROI 値との関係を放射活性値を介してグラフ化すると，両者間に直線的相関が認められた(Fig. 1)．従って，使用フィルムデジタイザーの濃度分解能が当実験に適当であることが確認された．

（II）^{99m}Tc-HMDP 骨シンチグラムにおける相対的 ROI 値の基礎的評価

Table 1にデジタル法から得られた VAI(1)値とフィルム法から得られた VAI(1)値が示され，両者間には統計学的有意差は認められなかった．従って，フィルム法における相対的 ROI 値である VAI(1)値は，デジタル法における VAI(1)値と同

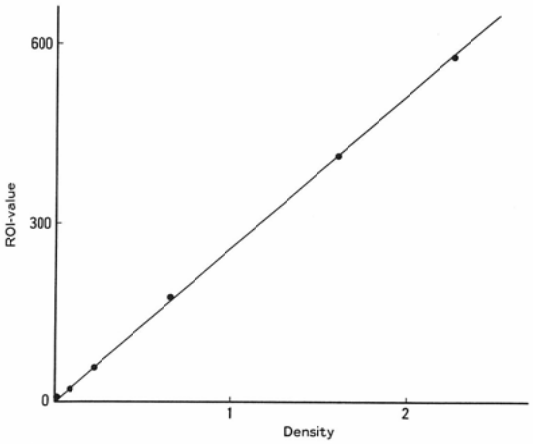

Fig. 1 Relationship between the density on the film by the densitometer and ROI-value of the digitized image of Tc-99mO_4^-

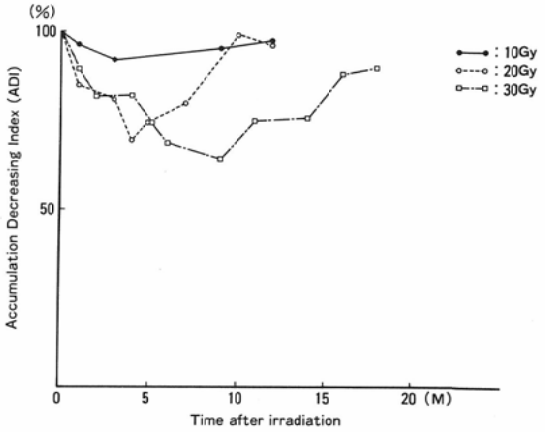

Fig. 2 Time course of ADI of Tc-99m HMDP on the thoracic spine ranging from 10 to 30 Gy irradiation

Table 1 Comparison with Digital method & Film method

Case	Digital method (%)	Film method (%)
1	92.9	93.4
2	96.9	97.9
3	93.0	95.8
4	93.4	97.8
5	80.2	75.3
6	99.4	96.6
7	78.2	73.2
8	114.8	107.7
9	101.9	124.1
10	97.8	95.5

Film method did not statistically differ from digital method ($p<0.5$). t-value=0.326

等に用いることができ，以下の骨シンチグラムの集積度解析評価にはフィルム法の VAI Index を用いた．

(III) フィルム法による放射線照射前後の脊椎骨シンチグラムの検討

総線量10Gyから70Gyまでの照射野内脊椎の^{99m}Tc-HMDP骨シンチグラム集積低下度(ADI)の経過についてグラフ表示したものを Fig. 2, 3 に示す．縦軸は ADI，横軸は照射終了後の経過を月単位で記した．

（i）10Gy照射群では照射終了後3カ月目にて10%弱の軽度集積低下を呈し，13カ月目では照射前とほぼ同等の集積度に回復している（Fig. 2）．

（ii）20Gy照射群では照射終了後約1カ月ではやくも集積低下が始まっており，5カ月目で約20%の集積低下に達し，11カ月目には照射前のレベルに回復している（Fig. 2）．

（iii）30Gy照射群では，照射前よりも高い集積度を示す症例もあるが，全体としては低下傾向を示し，4カ月目には30%，9カ月目には40%の集積低下を呈した後に回復傾向を示している（Fig. 2）．

（iv）40Gy照射群では照射終了後5カ月目までの初期集積低下パターンは30Gy群と同じ様相を呈しており，5カ月目には30%の集積低下をとっている．しかしこの集積低下は11カ月目でも続いており，集積回復傾向は認められない．観察は3年目にまで至るが，5カ月目以降はプラトーないしは漸減傾向を呈しているものと思われる（Fig. 3）．

（v）50Gy照射群では照射終了後5カ月目までに約30%の集積低下を呈し，以後15カ月目に至るまでその低下が持続している．40Gy群と同様に回復傾向は見られない（Fig. 3）．

（vi）60Gy照射群では照射終了後5カ月目付近では，25%の集積低下を呈するものの，以後低下傾向は続き，15カ月目付近では約50%集積低下にまで至っている．5年を経ても回復傾向は見ら

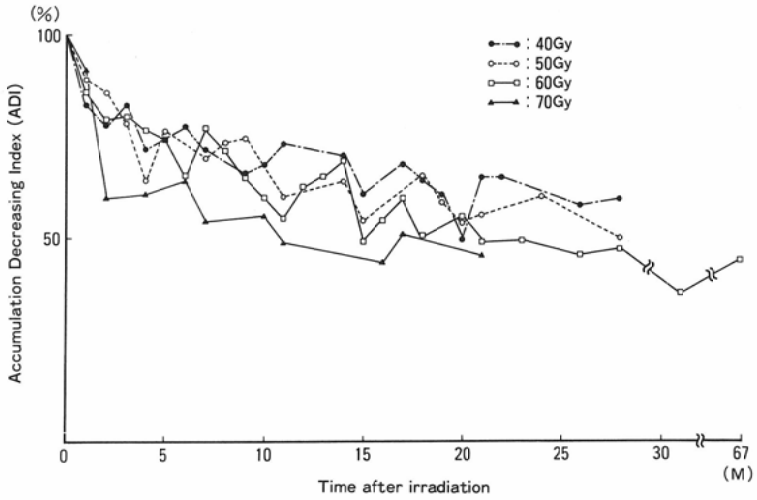

Fig. 3　Time course of ADI of Tc-99m HMDP on the thoracic spine ranging from 40 to 70 Gy irradiation

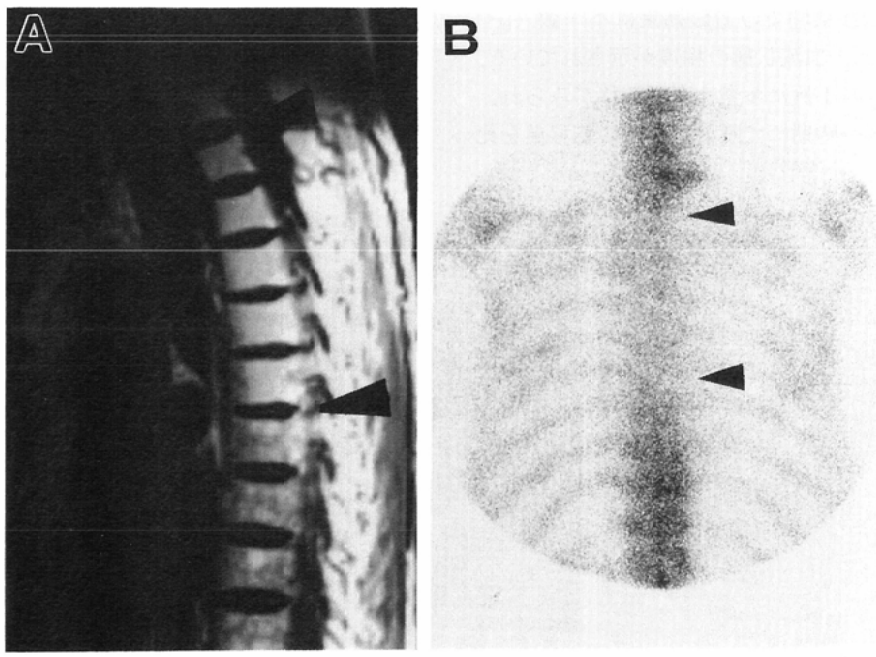

Fig. 4　A : MRI of the thoracic spine (SE 600/20). Between the arrow heads, high signal intensity change can be seen corresponding to the radiation field. B : Tc-99m HMDP scintigram. Accumulation to the thoracic spine within the radiation field has been decreasing.

れていない（Fig. 3）.

（vii）70Gy照射群では早期より集積低下があり，5カ月目までの間に約40%集積低下を呈し，8～10カ月目には50%集積低下に至っている．50%に達する時期は60Gy群よりも明らかに早い（Fig. 3）.

(IV) 放射線照射後の脊椎 MRI による検討

放射線照射脊椎と非照射脊椎の代表例を Fig. 4 に示す. 64歳男性の肺癌症例で, 放射線治療に伴い, 上部胸椎に60Gy の照射が行われた. 照射野内に含まれた胸椎には T1強調像にて骨髄に均一な信号強度の増加が見られ, 非照射野内脊椎の高信号と低信号の混在とは異なる.

Table 2 に示す通り, 放射線照射を受けていない脊椎に発生した転移巣(Fig. 5)には, 造影後に画像上明らかに高信号強度化が見られると共に, SIR 値の上昇が認められた. 30Gy 照射後の症例(Fig. 6)では, 同様に照射野内外において同一の造影効果が示された. それに対して, 40Gy 照射後の脊椎に発生した転移巣 (Fig. 7) と60Gy の照射後の脊椎に発生した転移巣では画像上及び SIR 値上の造影効果は認め難く, 照射の有無あるいは線量により転移巣間での造影効果に不一致 ($p < 0.01$)がみられ, 血流状態の相違が示されている.

検討臨床例の 1 例に多発性脊椎転移がみられ, 同一症例, 同一時期にて照射野内外の転移巣を比較し得た. この症例では放射線照射後に照射野内に新たに生じた転移巣が低信号強度の腫瘤として MRI 上描出されている. しかし, 同時期に撮像された骨シンチグラムでは転移巣は照射野内の集積低下部分に含まれており, 異常集積像としては認

Table 2 Vertebral SIR of bone metastasis newly appeared within & out of the radiation field (30, 40, 60 Gy) on MRI T1 weighted image

out of the field	within the field (40 Gy)
1.1363	1.0163
1.1229	1.0555
1.1341	1.0073
1.1223	
1.1343	
within the field (30 Gy)	**within the field (60 Gy)**
1.1378	1.0149
1.1357	1.0124

Metastatic bone tumors within the radiation field (40 & 60 Gy) showed no definite enhancement, but the tumors out of the field and those within the radiation field (30 Gy) showed some enhancement.

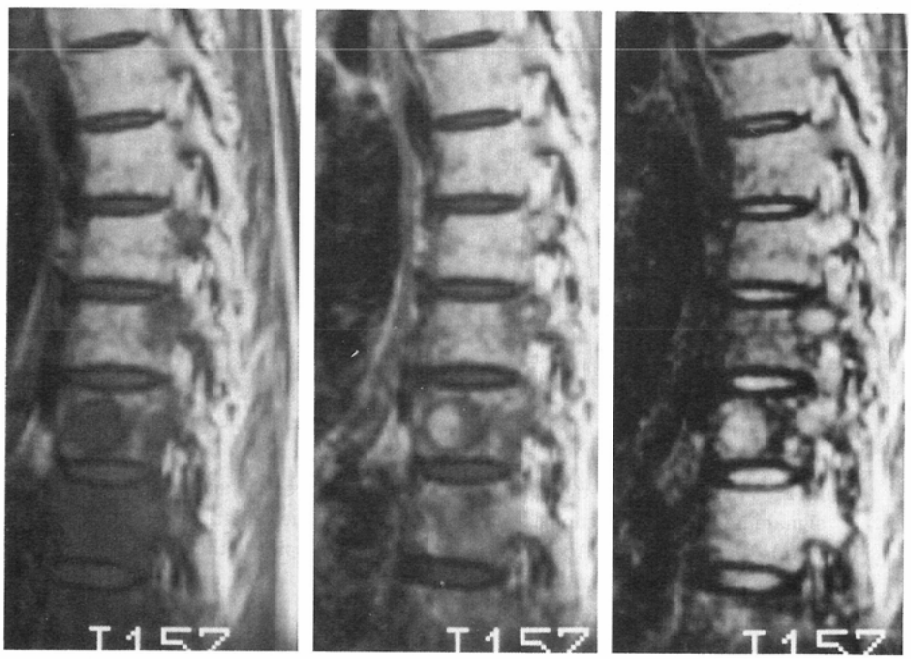

Fig. 5 New metastatic lesion in the non-irradiated spine (Left: SE 600/20, without Gd-DTPA, Middle: SE 600/20. with Gd-DTPA, Right: SE 2,000/80) Gd-DTPA enhancement can be seen on the tumor without irradiation.

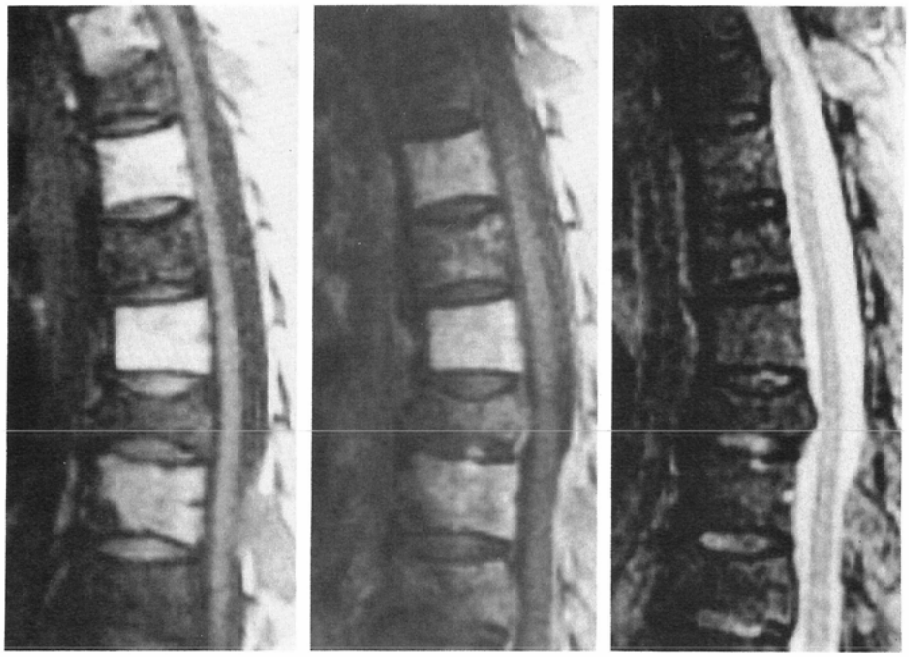

Fig. 6　New metastatic lesion after 30 Gy irradiation including the spine. (Left : SE 600/20, without Gd-DTPA, Midddle : SE 600/20, with Gd-DTPA, Right : SE 2,000/80) Gd-DTPA enhancement can be apparently observed on the tumor appeared after irradiation.

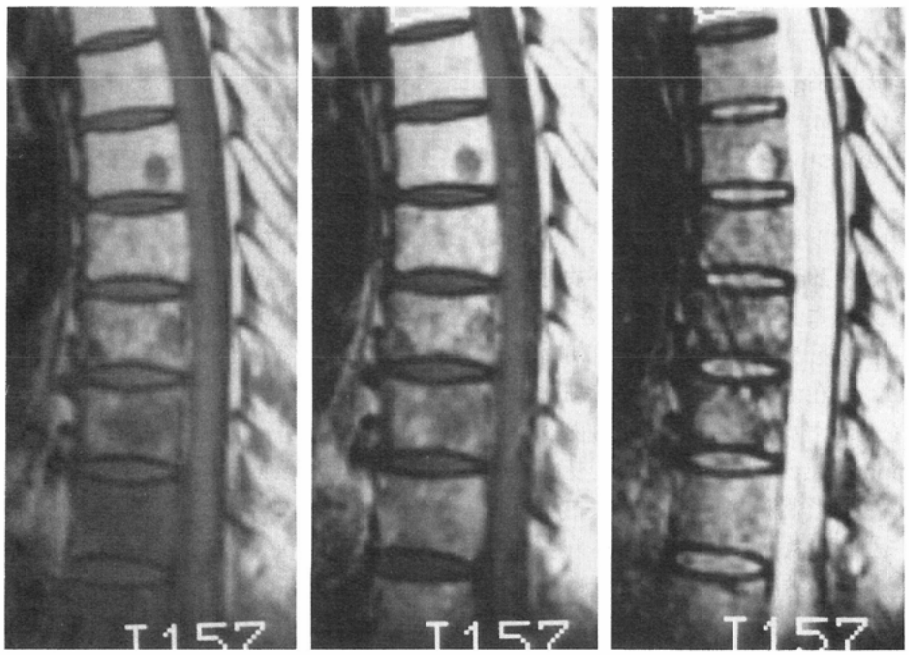

Fig. 7　New metastatic lesion after 40 Gy irradiation including the spine. (Left : SE 600/20, without Gd-DTPA, Middle : SE 600/20, with Gd-DTPA, Right : SE 2000/80) No Gd-DTPA enhancement can be observed on the tumor appeared after irradiation.

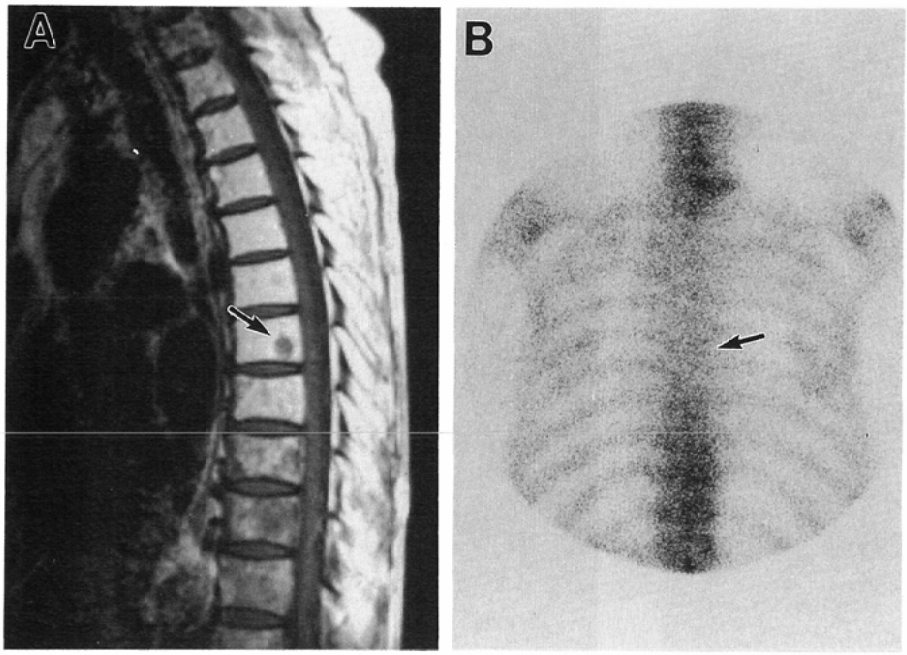

Fig. 8 MRI & Tc-99m HMDP scintigram of the irradiated spine A: MRI (SE 600/20) clearly showed the metastatic bone tumor in Th7 (arrow). B: Tc-99m HMDP scintigram could not showed abnormal accumulation to the metastatic lesion (arround arrow).

識されなかった (Fig. 8).

4. 考　察

(I) 照射骨の骨シンチグラム上の変化に関する検討

放射線照射に伴う骨組織の変化に関する研究は古くから行われ，1950年代には骨細胞が放射線照射により一次的に変性を起こすとされていた[3)4)]．しかしその後，1968年にRubinら[5)]が唱えたことに始まり，現在では放射線照射が骨細胞に一次的に影響を及ぼすのではなく，骨組織内の微小血液循環 (microvasculature) が損傷を受け，その二次的現象として骨細胞に変性や損失が起こるとされている．以後数々の研究が報告されているが，照射線量，照射方法において統一性はなく，経過観察も一年以内である．

骨皮質を対象としたものでは，Van Dykeら[6)7)]の^{18}F sodium fluorideを用いた照射骨シンチグラムの報告があり，^{99m}Tc sulfur colloidを用いた骨髄シンチグラムと比較し，その集積低下時期について触れている．これには照射後の骨シンチグラム上の集積低下が示されているものの，照射線量は30Gyに限られ，測定回数は各症例1回であり，各線量における集積低下の程度や経過については述べられていない．

著者らは担癌患者に放射線治療を行った場合の総線量別^{99m}Tc-HMDP骨シンチグラム変化において，(1) 照射終了後の骨シンチグラム上の集積低下時期と程度，及び，(2) 回復の有無について検討した．

(1) 放射線照射後の骨シンチグラムでの照射線量別の各々の集積低下時期に関する報告は見当たらず，Knospeら[3)]の骨髄における組織学的検討を参考にした．

Knospeらによると，20Gy群では，照射後14日目の骨髄細胞数の低下とそれに続く1カ月目のsinusoid構築の減少が認められ，約1年後の組織学的修復に至るまでシンチグラムとの間には相関性が見られる．

40Gy群では同様に，6カ月目までの両者の相関は認められるが，1年後には組織学的にわずかな造血組織の再生が認められるのに対して，シンチグラム上では依然回復傾向は認められず，両者間に不一致が見られる．

60Gy群では，6カ月目までは40Gy群と同様であるが，1年目にてKnospeらの組織学所見でも修復が見られていない点が40Gy群とは異なる．

以上の骨髄の組織学的検討と著者らの骨シンチグラムの比較では，照射後の経時的変化としては^{99m}Tc-HMDP集積低下・回復に関してほぼ一致した見解となっている．

一方，線量別の集積低下度について検討した報告は見られない．著者らのデータでは10ないし20Gyの低線量群の集積低下率（ADI）は照射前の20ないし30%であり，40Gy以上の高線量群での集積低下率（ADI）は照射前の50%前後に至っており，およそ50%集積低下を下限として総線量に比例した低下度を呈しているものと考えられる．

(2) 放射線照射後の骨シンチグラム上の回復に関しては，Rubin & Casarettら[5]により，成人骨を用いた50ないし60Gyの放射線照射でシンチグラム上の回復がないことが述べられ，Krishnamurthyら[9]によれば，24Sv以下では回復能が存在し，30Sv以上では回復能が欠如すると述べている．著者の結果も初期低下とその後の回復において低線量群（10，20，30Gy）と高線量群（40，50，60，70Gy）の2群に大別することができ，30Gy以下では約1年後を目安とした集積回復が見られ，40Gy以上では1年以上の長期に渡って回復が得られず，30Gyと40Gyの間にて回復の有無がわかれていることがわかる(Fig. 2, 3)．よって動物実験を用いても，臨床例を用いても，照射方法の別なく30Gyと40Gyの間に非確率的閾値の存在がが推測される．

ところで，Knospeら[8]の組織学的検討は1年までしな行われていないが，40Gyではきわめてわずかながら認められており，さらに経時的観察を重ねることによって40Gy群における1年目以降での一層の組織学的修復がみられる可能性を示しているものと思われる．しかし著者らの骨シンチグラム上の検討では，40Gy群にて少なくとも24カ月は回復を示さず，骨髄組織と皮質骨の放射線照射後の修復の相違が一つの要因となっている可能性があり，骨皮質の修復の遅延性が推測される．この問題の解明には40Gy群のさらに長期的な組織学的観察が必要となろう．

又，Kingら[10]によると15Gy照射後の組織学的検討により，照射終了後1カ月までの骨及び骨髄内での一過性炎症性反応による血流量の増加とそれに続く1カ月目の組織血液灌流の低下，3カ月目での組織血液灌流の回復傾向，そして12カ月目での組織修復の完成が示されている．このことからは血管構築の崩壊が骨シンチグラム上の集積低下の一要因であり，回復期における血管構築の再構成が必要となる．

つまり骨組織に放射線照射を行うと，その線量によらずにまず微小血管構築の損傷が生じて血液灌流が低下し，組織への血液供給の低下をきたし，その結果骨シンチグラム上の集積低下が生じる．血流量の低下がある程度以上生じると幹細胞等の造成が阻害され，微小血管構築の回復がなく，シンチグラムの集積にも再増加がみられなくなるものと考えられる．

(II) 照射後骨組織の血液灌流状態に関する検討—MRI及び骨シンチグラフィによる比較検討—

放射線照射骨の骨髄内の脂肪化は既述したKingらの組織学的検討にても認められている．これは既に画像化されており，Rosenthalら[11]のdual energy CT，Daffnerその他によるMRIによる描出[12)~15)]などが報告されている．Van Dyke[6]及びFrenchら[16]は，^{18}Fを用いて骨組織への血流量の増減をシンチグラムによって検出しているが，今回著者らはMRIを用いて，照射後の骨髄脂肪置換の描出を試みると共に，骨シンチグラムにおける集積低下原因と考えられる血液灌流低下についての検討を行った．

結果に示す通り，30Gyと40Gyの間にて転移巣間での造影能の相違が示されているが，これは先述の骨シンチグラム上の集積回復の有無に関する閾値とも合致している．転移巣の血流は周囲骨髄

組織の血流に依存しており，照射による骨髄での血流変化を反映しているものと考えられ，40Gy以上の照射脊椎ではその血液灌流が障害されていることが推測される．さらに骨シンチグラムにおける骨組織と，MRIにおける骨髄組織とでは直接観察しているものは異なっているものの，照射は両者を一括して行われており，微小血液循環の障害の点においては共通と考えられ，血液灌流低下が骨シンチグラム上の集積低下の一因となっていることが推察される．

MRI上にて造影の有無がわかれた原因には，両者間の血流量のみならず転移巣における血液停滞率の相違も一つとして挙げられるが，一方では造影剤の至適血中濃度の関与も考えられ，今回用いた血中濃度（0.2ml/kg）が関係していた可能性もある．

ところで一般に放射線照射を受け，骨シンチグラム上集積低下をきたしている場合，その照射範囲内での骨転移の検出はきわめて困難になる．MRIでは骨転移はT1強調像にて骨髄内脂肪の背景を利用して低信号強度に描出されることが最近の研究で明らかになりつつあり，Smoker[17]やBerger[18]もその有用性については認めている．しかし一般に全身骨へのMRIの適応は得られ難く，従来通りの骨シンチグラフィにより全身的検索を行い，放射線照射野内のみにMRIによる検索を加えることが望ましい．ただしKucharczkら[19]によると再生不良性貧血により脂肪置換に陥った骨髄内に回復巣が出現した場合，MRIにて転移巣に似た像を呈することがあり，このことからは骨シンチグラム上での回復が望める低線量群での回復期における同様像の出現の可能性についても考慮する必要がある．

5. 結　語

（I）フィルムデジタイザーによる骨シンチグラム集積度解析（フィルム法）の妥当性を基礎的検討により確認した．

（II）担癌患者の放射線治療における照射野内脊椎の骨シンチグラム集積度変化につき，総線量別に集積低下時期，低下度，および集積回復の有無を検討し，その経時的推移を解明した．

（1）総線量30Gy以下の低線量群では照射前に比して10Gy群で10%，20Gy群で25%，30Gy群で30%の集積低下が共に照射後約5カ月目にみられ，照射後約1年を目安として照射前への集積度の回復がみられた．

（2）総線量40Gy以上の高線量群では照射後5カ月目には25ないし30%の集積低下を呈し，その後も低下傾向を続け，照射後1ないし2年にて50%集積低下に至り，集積回復傾向は認められなかった．

（3）照射脊椎の骨シンチグラム集積回復において，30Gyと40Gyの間に閾値の存在が推定され，それ以上の線量におけるシンチグラム集積回復の欠如が認められた．

（4）照射脊椎の骨シンチグラム集積低下および回復には骨髄の病理像との相関を認めた．

（III）MRIにおける造影剤使用による脊椎椎体内転移巣の信号強度変化の解析により，照射脊椎での血流低下が示され，骨シンチグラム上の集積低下原因の一つであると思われた．

（IV）照射骨組織に新たな転移が生じた場合，骨シンチグラフィによる描出は不良であり，骨転移検索におけるMRI併用の必要性が示された．

稿を終えるにあたり，本研究に御協力を賜りました高知医科大学放射線部技師の方々に深謝致します．

本論文の要旨の一部は，第49回日本医学放射線学会総会における発表にて会長賞を授与され，第50回日本医学放射線学会総会にて第2報として発表された．

文　献

1) Matthews MJ, et al: Frequency of residual and metastatic tumor in patients undergoing curative surgical resection for lung cancer. Cancer Chemother Rep 4: 63—67, 1973
2) Matthews MJ: Problems in morphology and behavior of bronchopulmoary malignant disease. In: Lung Cancer, 23—62, Academic Press, New York, 1976
3) Vaughan JM: The effects of radiation on bone. (In) The biochemistry and physiology of bone: Bourne GH, ed. New York, Academic Press Inc, 729—765, 1965
4) Jaffe HL: Tumors and Tumorous Conditions of the Bones and Joints. Philadelphia, Le and Febiger, 479—501, 1958
5) Rubin P, Casarett GW: Clinical Radiation Pathology, vol 2, Philadelpia, WB Saunders Co,

557—608, 1968
6) Van Dyke DC: Bone blood flow shown with F-18 and the positron camera. Am J Physiol 209: 65—70, July 1965
7) Van Dyke DC: Semiannual Report Biology and Medicine, Donner Laboratory and Donner Pavilion. Lawrence Radiation Laboratory. UCRL 17481, Berkeley, Calif University of California, 70—85, Spring 1967
8) Knospe WH, Bloom J, Crosby WH, et al: Regeneration of locally irradiated bone marrow I. Dose dependent, long-term changes in the rat, with particular emphasis upon vascular and stromal reaction. Blood 28: 398—415, 1966
9) Krishnamurthy GT, Tubias M, Hiss J: Distribution pattern of metastatic bone disease: A need for total skeletal imaging. JAMA 237: 2504, 1977
10) King MA, Casarett GW, Weber DA: A study of irradiated bone. J Nucl Med 20: 1142—1149, 1979
11) Rosenthal DI, Hayes CW, Rosen B, et al: Fatty replacement of spinal bone marrow due to radiation: Demonstration by dual energy quantitative CT and MR imaging. JCAT 13(3): 463—465, 1989
12) Duffner RH, Lupetin AR, Dash N, et al: MRI in detection of malignant infiltration of bone marrow. AJR 146: 353—358, 1986
13) Rosenthal DI, Scott JA, Barranger J, et al: Evaluation of gaucher disease using magnetic resonance imaging. J Bone Joint Surg [Am] 68: 802—808, 1986
14) de Roos A, Kressel H, Spritzer C, et al: MR imaging of marrow changes adjacent to end plates in degenerative lumbar disk disease. AJR 149: 531—534, 1987
15) Ramsey RG, Zacharias CE; MR imaging of the spine after radiation therapy: Easily recognizable effects. AJR 144: 1131—1135, 1985
16) French RJ, McCready VR: The use of F-18 for bone scanning. Brit J Radiol 40: 655—661, September 1967
17) Smoker WR, Godersky JC, Knutzon RK, et al: The role of MR imaging in evaluating metastatic spinal disease. AJR 149: 1241—1248, 1987
18) Berger PE, Atkinson D, Wilson WJ, et al: High resolution surface coil magnetic resonance imaging of the spine: Normal and pathologic anatomy. Radiographics 6: 573—602, 1986
19) Kucharczyk W: MRI: Central nervous-system. Gower Medical Publ 5: 41—42, 1990