

## 当院の乳癌患者における、骨シンチ診断支援ソフト 定量値 BSI の予後予測指標としての可能性の検討

○藤井 慶太<sup>1)</sup>、村上 直治<sup>1)</sup>、井手 壮太<sup>1)</sup>、大多和 泰幸<sup>1)</sup>、安藤 由智<sup>1)</sup>、水田 昭文<sup>1)</sup>、  
北古賀 渉<sup>2)</sup>、河上 一公<sup>2)</sup>

1) 公立学校共済組合 中国中央病院 2) 富士フイルム RI ファーマ株式会社

【背景】BONENAVIは<sup>99m</sup>Tc-MDPでの骨シンチグラフィ全身プラナー像を解析し、高集積に対する定量値を算出する事で客観的評価を可能としたソフトウェアである。Artificial Neural Network(以下:ANN)は高集積部位の骨転移の可能性を表す定量値であり、0から1の数値で部位毎に表示される。またBone Scan Index(以下:BSI)は、全身骨に対する転移の疑いの高い高集積部位(ANN $\geq$ 0.5)の割合を表した定量値であり、骨転移の程度の評価・経過観察等に有用である。

【目的】定量値BSIに対する先行研究にて、前立腺癌において、BSIは生命予後に関係する因子であるという、以下の報告がされている<sup>1,2,3)</sup>。

- ・初回(診断時)のBSIが高値の場合、生命予後不良。
- ・治療後のBSIが増加すると生命予後不良。

しかし、同様に骨転移が好発する乳癌に対する報告は少ない。今回は当院の乳癌症例において、BSIと生命予後との関係について検討した。

【方法】2005年4月から2013年7月に、当院で<sup>99m</sup>Tc-MDPにより2回以上骨シンチグラフィを施行した乳癌症例100例(骨転移なし82例、骨転移あり18例)を対象とした。BONENAVIにて自動解析によって得られるBSI(以下:aBSI)と、医師による補正を行ったBSI(以下:saBSI)について、以下の検討を行った。  
〈方法1〉1回目の骨シンチから得られるBSI(初回とは限らない)と生命予後の関係の検討として、“BSI=0”と“BSI>0”の2群に分けて生命予後を評価。

〈方法2〉1回目から2回目のBSIの変化量(以下: $\Delta$ BSI)と生命予後の関係の検討として、“ $\Delta$ BSI<0.25”と“ $\Delta$ BSI $\geq$ 0.25”の2群に分けて生命予後を評価<sup>4)</sup>。

結果の解析方法にはKaplan-Meier法、Log rank検定を用いた。

### 【結果】

〈結果1〉1回目の骨シンチにおけるaBSIと生命予後との関係については、有意差は見られなかった( $p=0.5114$ )が、saBSIと生命予後との関係については有意差を認めた( $p<0.0001$ )。

〈結果2〉1回目から2回目のBSIの変化量と生命予後との関係については、 $\Delta$ aBSI、 $\Delta$ saBSIともに有意差

を認めた( $\Delta$ aBSI: $p=0.0443$ 、 $\Delta$ saBSI: $p=0.0003$ )。  
 $\Delta$ saBSIのほうがより有意となった。

〈追加検討〉〈結果1〉にて、aBSIの有意な結果が得られなかった要因は、以下の内容で前立腺癌での先行研究とは症例背景が異なるからと考える。

- ①診断時でない症例が含まれる。
- ②骨転移なしの症例が含まれる。

よって、それぞれの要因について追加検討した。

診断時症例のみを抽出し、同様にaBSIと生命予後の関係について検討すると、やはり有意差は見られなかった( $p=0.5404$ )。また、骨転移の有無別のaBSI、saBSIの平均値を比較すると、骨転移なしの症例についてaBSIが有意に大きかった( $p<0.001$ )。

【考察】1回目の骨シンチにおけるaBSIでの結果については、追加検討から骨転移なしの症例におけるaBSIの偽陽性(82例中51例)の影響で有意な結果が得られなかったと考えられる。しかしその中でANN $\geq$ 0.5のものは12例であり、BSI値の分析は、ANNや他検査などと総合的に判断し使用することが必要と考えられる。

また本研究は後ろ向き検討であり、一定基準での評価が行えておらず、解析結果にバイアスがかかっていると考えられるが、BSIが生命予後と関与している可能性は高く、これを評価することの有用性が示唆された。

【結論】前立腺癌と同様、乳癌においてもBSIは予後に関係する因子であると示唆された。

### 【参考文献】

- 1) Sabbatini P 『Prognostic significance of extent of disease in bone in patients with androgen-independent prostate cancer』 J Clin Oncol. 1999;17:948-57
- 2) Ulmert D 『A novel automated platform for quantifying the extent of skeletal tumour involvement in prostate cancer patients using the Bone Scan Index』 Eur Urol. 2012;62:78-84.
- 3) Dennis ER 『Bone scan index: a quantitative treatment response biomarker for castration-resistant metastatic prostate cancer.』 J Clin Oncol. 2012;30:519-24.
- 4) Mariana Reza 『Prognostic value of Bone Scan Index for survival in patients with prostate cancer』 EANM 2012

## 全身肺血流シンチグラフィを用いた脳集積率の検討 (肺動静脈瘻治療効果判定法)

○佐伯 悠介<sup>1)</sup>、甲谷 理温<sup>1)2)</sup>、佐内 弘恭<sup>1)</sup>、三村 浩朗<sup>1)</sup>、柳元 真一<sup>1)</sup>

1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部

2)県立広島大学大学院 総合学術研究科 生命システム科学専攻

**【緒言】**肺動静脈瘻 (pulmonary arteriovenous fistula : PAVF) とは、肺動脈と肺静脈の右左短絡を特徴とし、低酸素化血症に基づく種々の症状を呈する比較的多様な疾患である。

肺動静脈瘻の画像診断には、肺血流シンチグラフィの全身像から算出したシャント率が用いられている。Sugiyama<sup>1)</sup>らは PAVF に対する塞栓術の治療評価にはシャント率よりも、正常では集積しない脳組織への集積度合いを視覚的に評価する方法が高い信頼性を得ると報告している。しかし、信頼性の向上が期待できる脳集積の定量的な評価法の報告は見当たらない。今回我々は、PAVF に対する塞栓術治療前・後の効果判定方法として新たに考案した脳集積率定量法の有用性を評価したので報告する。

**【方法】**対象は、2010年1月から2013年5月までに肺血流シンチグラフィを施行した39症例とした。治療群は、PAVF 塞栓術治療を実施した3例で、治療前後で2回撮像を行った。また、正常群はシャント率が正常範囲と診断された36例である。

全身像は<sup>99m</sup>Tc-MAA を静注し10分後に撮像した。シャント率と脳集積率の算出は、関心領域を全身、肺、脳の3部位とし、各々一定の手技で設定し、得られた各カウント値から次式を用いた (Fig.1)。

$$\begin{aligned} \text{シャント率 (\%)} &= \frac{\text{全身カウント} - \text{肺カウント}}{\text{全身カウント}} \times 100 \\ \text{脳集積率 (\%)} &= \frac{\text{脳カウント}}{\text{全身カウント}} \times 100 \end{aligned}$$

Fig.1 シャント率と脳集積率の算出式

そして、シャント率と脳集積率における塞栓術治療前・後で比較を行い、さらに正常群と PAVF 群における脳集積率の比較評価を行った。なお、塞栓術後は全症例で、臨床症状は改善している。

**【結果】**治療群3例のシャント率は、治療後の値が治療前の値より低値を示し治療効果が得られたと評価された症例は1例のみで、残り2例では改善が観察されなかった。

一方、我々の考案した脳集積率において塞栓術後に3症例全て良好な値 (低値) を示した (Fig.2)。

正常群と治療前群における脳集積率の比較では、正常群の脳集積率は0に近い値を示したが、治療前群の脳集積率は、統計学的に有意な高値を示した (Fig.3)。

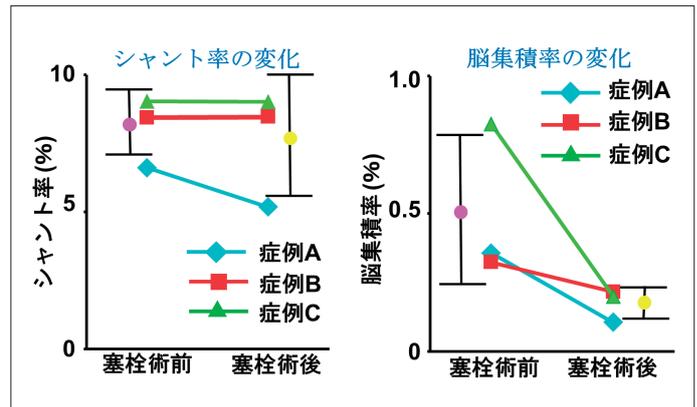


Fig.2 シャント率と脳集積率における塞栓術前・後の比較

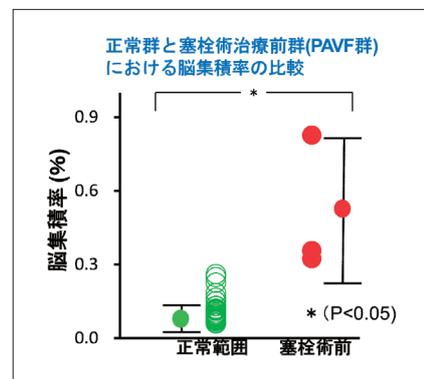


Fig.3 正常群と塞栓術治療前群 (PAVF 群) における脳集積率の比較

**【結語】**シャント率を用いた塞栓術治療の効果判定は、Sugiyama らの報告と同様に、治療効果が十分に反映されていない可能性が示唆された。一方、我々の考案した脳集積率による判定法は、多数症例による検討が必要ではあるが、シャント率よりも鋭敏に治療効果を反映し、有用な指標となる可能性が示唆された。

### 【参考文献】

- 1) Scintigraphic evaluation of small pulmonary right-to-left shunt and therapeutic effect in pulmonary arteriovenous malformation. : Clin Nucl Med. 2001 Sep; 26 (9) :757-60.

○奥田 恭平、森山 茂、崎本 翔太、藤井 進、山根 武史  
鳥取大学医学部附属病院

【背景】<sup>123</sup>I-IMP を用いた安静・負荷の脳血流 SPECT 検査法である Dual Table Autoradiography (DTARG) 法は、定量性・再現性に優れた方法である。しかし、定量解析のために1点動脈採血が必須とされ、動脈血が得られなかった場合、信頼性の高い評価ができなくなってしまう。そこで、動脈採血によって得られる血中の放射能濃度について推定する方法が検討されている。文献によると、この推定法は理論的には施設間で差のない方法であることが示されている。

【目的】当院の症例群に対して文献で示されている推定法を適用し、動脈血中放射能濃度の推定値を算出した。今回の目的として、推定された動脈血カウントが脳循環予備能評価に与える影響について、推定値と実測値を比較し検討したので報告する。

【方法】当院の2検出器型ガンマカメラ (e.cam, LEHR parallel beam collimator; SIEMENS) で DTARG 法を施行した41症例を対象とし、以下の式より動脈血カウントの推定値を算出した。

$$\begin{aligned} \text{Estimated blood counts} \\ = A \times (\text{injected dose/Weight}) \times \text{CCF} \end{aligned}$$

得られた推定動脈血カウントを用いて定量解析を行い、脳血流量 (CBF) と脳循環予備能 (CVR) を算出し実測値との比較を行った。CVR は定性画像の増加率を用いた推定値も算出し、同様に実測値と比較した。

ROI 解析は解剖学的標準化の後、SEE の MCA 領域について比較した。

【結果】参考文献より、動脈血カウントの推定値は実測値とほぼ同等となることが予想された。しかし、当院の症例に適用した場合、推定値は実測値より低値を示す傾向が見られた (Fig.1)。

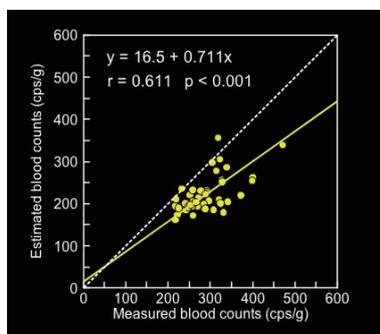


Fig.1 Comparison of blood counts

この動脈血カウントにより算出される CBF の推定値と実測値の比較について Bland-Altman Plot で示す (Fig.2)。プロットの偏りから推定された CBF は

過大評価となる傾向が見られた。また、平均値に対するプロットのバラツキも大きく、推定値は実測値に対してある程度幅を持つことが示された。

同様に CVR の比較結果を示す (Fig.3)。相関係数  $r > 0.9$  と、推定値と実測値は非常に良好な相関関係にあり、動脈採血なしでも十分評価できることが示された。

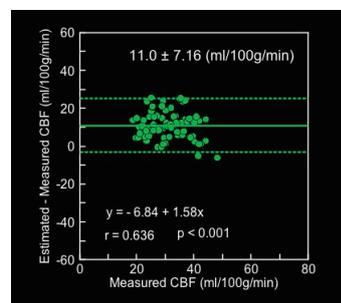


Fig.2 Comparison of rest CBF

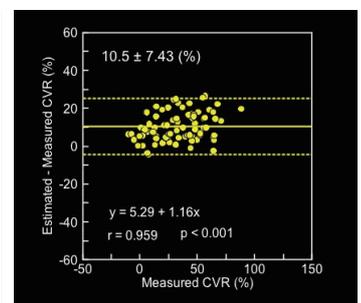


Fig.3 Comparison of CVR

【考察】推定された CBF が過大評価となったのは、評価対象や装置による影響が考えられる。文献は健常者による検討であり、使用装置やコリメータも異なる。これらの違いにより、実際は各施設で傾向が異なることが予想される。特に当院のコリメータは LEHR であり、<sup>123</sup>I のペネトレーションも大きく影響していると考えられる。

また、CVR は安静と負荷の増加率で表されるので、定量解析によらず、安静・負荷のカウント変化から十分推定評価可能であると思われる。

【結論】推定動脈血カウントを用いた方法はバラツキが大きく、現状での信頼性は乏しいと考えられる。

しかし、動脈血が得られなかった場合など、必要とされる場面は想定されるので、各施設で推定値の傾向について評価しておくことが望まれる。

#### 【参考文献】

- 1) 飯田 秀博『動脈血中分配係数と Well 計測装置のクロスキャリブレーションによる入力関数推定の有用性 - 非侵襲的 IMP 脳血流測定法 (QSPECT-DTARG 法、ARG 法) への応用 -』2012.5 核医学

○黒住 彰<sup>1)</sup>、小橋 利美<sup>1)</sup>、見村 正章<sup>1)</sup>、中島 真大<sup>1)</sup>、沖田 隆紀<sup>1)</sup>、永谷 伊佐雄<sup>1)</sup>、  
田中 千元<sup>2)</sup>

1) 岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

2) 富士フイルム RI ファーマ株式会社

**【背景】**第25回日本核医学技術学会中国四国地方会にて、ガンマカメラ、コリメータが異なると心臓縦隔比 (heart mediastinal activity ratio, HM 比) に有意な差が生じることを報告した。

ガンマカメラ、コリメータが異なる場合も一定の HM 比を算出できるように、MIBG calibration phantom を撮像した結果から回帰式を求め、補正を行う方法が富士フイルム RI ファーマ株式会社より報告された。

**【目的】**GCA7200-DI/A (東芝社製) で中エネルギー用コリメータを用いた場合の HM 比を Reference とし、装置、コリメータの組合せを変えた場合の HM 比に補正を行い、その精度について検討したので報告する。

**【方法】**ガンマカメラは、DiscoveryNM/CT670 (GE 社製)、GCA7200-DI/A (東芝社製)、SymbiaT-16 (SIEMENS 社製) を使用し、ファントムは心臓肝臓ファントムを撮像し、ProminenceProcessorVersion3.1 を用いて画像解析を行った。心臓肝臓ファントムの HM 比が 1~4 となるよう縦隔部に 0.38kBq/ml、心臓部に 1.21、3.64、6.07、8.49、10.92kBq/ml の濃度の <sup>123</sup>I-MIBG を封入した。コリメータは Discovery-NM/CT670 で ELEGP、MEGP、GCA7200-DI/A で MEGP、SymbiaT-16 で LMEGP、MELP を用いた。マトリクスサイズは 512 × 512、収集時間は 300 秒とした。拡大率は 1.5 倍、SymbiaT-16 のみ 1.45 倍、Energy Window は 159keV ± 10%、GCA7200-DI/A のみ 160keV ± 10% とした。そして、心臓部を多角形 ROI、縦隔部を長方形 ROI で囲み、HM 比を算出した。

Reference の HM 比と、他の装置、コリメータを用いた場合の HM 比の補正值との差を比較検討した。

**【結果】** Fig.1 に GE 社製のガンマカメラで ELEGP コリメータを装着した場合、Fig.2 に SIEMENS 社製のガンマカメラで LMEGP コリメータを装着した場合の濃度と補正前後の HM 比の関係を示す。

補正前後での HM 比の Reference との差は、GE 社製のガンマカメラで ELEGP コリメータを装着した場合、濃度 1.21kBq/ml では差が増加した。MEGP コリメータを装着した場合、濃度 8.49、10.92kBq/ml では差が増加した。SIEMENS 社製のガンマカメラで撮像した場合、どちらのコリメータを装着した場合も濃度 10.92kBq/ml では差が増加した。

**【考察】**各コリメータの組合せにおいて、濃度 1.21 ~

8.49kBq/ml では Reference の HM 比と、装置、コリメータの組合せを変えた場合の HM 比の補正值との差は減少する傾向となり、補正は有用であったと考えられる。

濃度 10.92kBq/ml のとき、HM 比が Reference から離れる傾向となった要因として、回帰式を求めるために撮影した MIBG calibration phantom の HM 比が 1.55、1.80、2.60、3.50 に設定されているのに対し、今回の実験で得られた HM 比が 3.5 を超え、回帰式の有効部分から外れていることが考えられる。

**【結語】**装置、コリメータの組合せを変えた場合の HM 比に補正を行い、その精度について検討した。

補正を行うことによって HM 比は 0.00 ~ 0.32 程度補正され、全体的に濃度 1 ~ 4 では差が低下し、Reference に近づく傾向が得られた。今後、コリメータ特性の大きく異なる LEHR コリメータも比較に加え、補正の幅が増加したときの精度も検討していきたい。

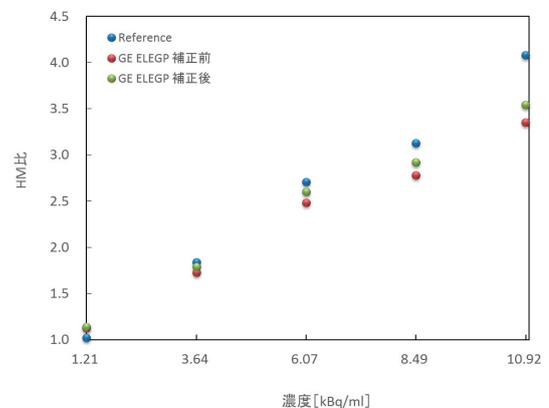


Fig.1 濃度比と補正前後の HM 比の関係 (GE 社製ガンマカメラ、ELEGP コリメータ)

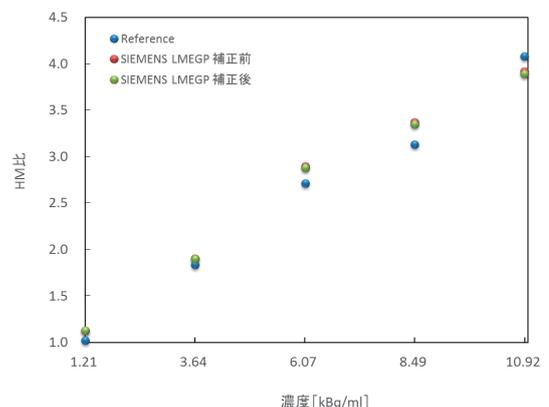


Fig.2 濃度比と補正前後の HM 比の関係 (SIEMENS 社製ガンマカメラ、LMEGP コリメータ)

## 実効エネルギーの違いが CTAC 法における減弱補正係数に与える影響

○飯島 順、矢田 伸広、宮井 将宏、梶谷 尊郁、原元 益夫、小松 明夫、山本 泰司  
島根大学医学部附属病院 放射線部

【背景】SPECTの吸収補正法は、人体を構成する組織の違いを考慮することが望まれる。Computed tomography attenuation correction: CTAC法は、それぞれの吸収の減弱補正マップを作成し臨床応用されているが、当院で使用している画像処理装置 Xeleris 3.0 (GE Healthcare) は線質硬化の影響を考え、使用される実効エネルギーが高く設定されている。

【目的】Xeleris3.0の独自に設定された実効エネルギー(以下、preset)と、アルミニウム半価層から算出した実際の実効エネルギー(以下、measured)を用いて得られた減弱補正係数の相違を評価した。

【使用機器】SPECT/CT装置: Discovery NM/CT 670 pro (GE Healthcare)、画像処理装置: Xeleris3.0 (GE Healthcare)、ファントム: 濃度直線性測定用ファントム(京都科学)、造影剤: イオヘキソール 300 mgI/ml、空気電離箱式線量計: ACCU-DOSE MODEL 2186、検出器: 10X6-3CT (Radcal)、アルミフィルタ: 純度 99.5%

### 【方法】

1. 希釈した造影剤(管電圧120kVにおいて10、20、30、50、100、500、1000HU)を封入したファントムをSPECT/CT装置で収集および撮像し、CTAC処理の画像を作成する。
2. CT画像を<sup>99m</sup>Tcの140keVの減弱補正マップに変換する。CTの管電圧は80、100、120kVと可変させた。
3. 減弱補正マップから減弱補正係数を計測、比較する。
4. 計測した減弱補正係数と、計算によって算出した減弱補正係数(以下、reference)を比較する。  
(reference: あるCT値における実効エネルギー XkeV の減弱補正係数  $\mu_{\text{tissue, XkeV}}$  は次の式で算出される。)

(CT値が0のとき)

$$\mu_{\text{tissue, XkeV}} = \mu_{w, 140\text{keV}} + \frac{\text{CT値} \times \mu_{w, X\text{keV}} \times (\mu_{b, 140\text{keV}} - \mu_{w, 140\text{keV}})}{1000 \times (\mu_{b, X\text{keV}} - \mu_{w, X\text{keV}})}$$

- $\mu_{w, 140\text{keV}}$ : 140keVにおける水の減弱係数
- $\mu_{w, X\text{keV}}$ : XkeVにおける水の減弱係数
- $\mu_{b, 140\text{keV}}$ : 140keVにおける骨の減弱係数
- $\mu_{b, X\text{keV}}$ : XkeVにおける骨の減弱係数

【結果】すべての条件において preset は、measured より高値となった (Table 1)。

Table 1 実効エネルギーの比較

管電圧 [kV]	HVL [mmAl]	実効エネルギー measured [keV]	実効エネルギー preset [keV]
80	5.98	46.9	55
100	7.28	51.7	63
120	8.41	56.9	72

120kVにおいて、presetによる減弱補正マップから計測した減弱補正係数と、measuredによる減弱補正マップから計測した減弱補正係数を比較すると、CT値が100HU以下の時は同等の値となるが、1000HUのとき、presetの方がmeasuredよりも $0.03\text{cm}^{-1}$ 高値であった。preset、measuredの減弱補正係数とそれぞれのreferenceを比較すると、誤差は $\pm 5\%$ 以内であった (Fig.1)。

また、80kV、100kVのときの減弱補正係数は、120kVにおける減弱補正係数と同様の結果となった。

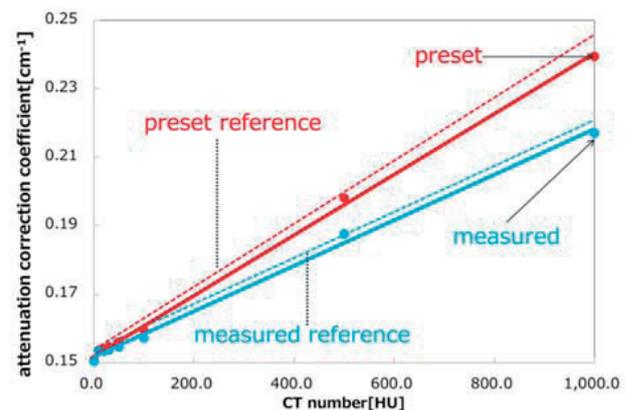


Fig.1 120kVにおける減弱補正係数

【結語】設定されている実効エネルギーによる減弱補正係数は実際の実効エネルギーで得られた減弱補正係数と比較し、軟部組織(想定)において大きな差にならず、骨組織(想定)では高値を示した。