

総説

SPECTの定量性と数え落とし

井上優介

東京大学医科学研究所放射線科

Deadtime Count Loss and Quantitative SPECT

Yusuke Inoue

Department of Radiology, Institute of Medical Science, University of Tokyo

Abstract

Quantitative measurement is an essential role of SPECT, however, various causes may distort its reliability. Deadtime count loss is one of the factors reducing the reliability of quantitative SPECT. In this article, the characteristics of deadtime count loss are described in clinical settings. The recognition of deadtime characteristics should aid in improving the quality of quantitative SPECT.

抄録

定量測定はSPECTの重要な役割の一つであるが、様々な原因でその信頼性は低下する。SPECTの定量性を低下させる原因の一つに不感時間による数え落としがある。本稿では、実際の臨床測定に即した状況での数え落としの特性について解説する。数え落としの特性を理解しておくことは、定量的SPECTの品質向上のために有益と考えられる。

はじめに

SPECTを用いて様々な定量測定が行われるが、吸収、散乱、部分容積効果、統計雑音、数え落としといった様々な因子がSPECTの定量性を低下させる⁽¹⁾。近年、特に吸収や散乱に対する補正法が進歩してきており⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾、こうした進歩が他の誤差要因による問題をより明確にする可能性がある。ここでは、不感時間による数え落としに注目して、その特性を臨床に即して概説し、実際的な数え落とし補正について述べる。

1. 数え落としの特性

1) 数え落としと不感時間

ガンマカメラは一度信号を計数すると、ある程度の時間は次の信号がきても計数することができない。この計数できない時間を不感時間と呼び、不感時間の間に入力された信号が計数されないことを数え落とし

しという。

不感時間と数え落としの関係を表現するのに、paralyzable modelとnonparalyzable modelという2つのモデルがある⁽⁶⁾。Paralyzable modelでは、不感時間中に信号が入力されると、計数できない時間がさらに不感時間分だけ延長することを想定する。このモデルでは、観察される計数率 N_o は以下の式で表される。

$$N_o = N_t \cdot e^{-N_t \cdot T}$$

ここで、 N_t は真の計数率、 T は不感時間である。Nonparalyzable modelは不感時間中に入力された信号が計数に影響しないとするものであり、観察される計数率は

$$N_o = N_t / (1 + N_t \cdot T)$$

で表される。高計数率の場合にはparalyzable modelが適当で、比較的low計数率の場合にはnonparalyzable modelが妥当性をもつことが報告されている⁽⁷⁾。

ガンマカメラを用いて定量測定を行う際には、ガンマカメラの計数率が放射能に比例して増加することが前提になる。しかし、上の式に示されるように、真の計数率が上昇すると観察される計数率は十分これ

に追従せず、高計数率になるほど大きな数え落としを生じる。数え落としは放射能の過少評価を生み、臨床における様々な定量測定において誤差要因になる⁽⁸⁾⁽⁹⁾。

2) 計数率と数え落とし

Fig.1は、様々な放射能の^{99m}Tc溶液をいれた点線源をガンマカメラで撮像した結果である。使用したガンマカメラは低エネルギー汎用コリメータを装着したGE社製Starcam 500aで、エネルギーウィンドウは140KeVを中心とした20%幅である。横軸は数え落としがない場合に期待される真の計数率で、Fig.1aでは観察される計数率を、Fig.1bでは計数効率を縦軸にしている。数え落としのため、真の計数率と観察される計数率は計数率が上がるにつれて大きく乖離する。計数効率は計数率に関わらず一定であることが望ましいが、実際には計数率が上がると計数効率は低下する。数え落としによる計数効率の低下は、低計数率の時には考慮されないことが多いが、高計数率の場合程ではないにしろ低計数率でも生じている。SPECTのように定量性に対する要求度が高い場合には、誤差要因の一つとして無視できない影響を与える可能性がある。

様々な不感時間を仮定してnonparalyzable modelに基づく式で上のデータに補正を行うと、不感時間を4.99 μ secとした場合に計数効率はほぼ一定になり、数え落としは良好に補正される。このことから、実際

に臨床で用いる程度の計数率では数え落としはnonparalyzable modelで表現できることがわかる。また、この測定における不感時間は4.99 μ secと求められる。我々は様々な放射能の線源を用いて不感時間を求める方法をmulti-dose methodと名付けたが⁽¹⁰⁾、この方法では臨床状況に近い放射能のデータを用いて臨床に即した不感時間測定ができる。なお、現在使用されているガンマカメラの不感時間は2-10 μ secと報告されている⁽¹⁾。

3) 放射能分布の影響

もし数え落としの程度にガンマカメラの視野内で違いがあると、真の計数率の分布と観察される計数率の分布の間にも乖離を生じることになる。実際には、臨床で用いられる程度の計数率では計数効率は主として視野全体への入力で規定され、視野内では均一になる⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾。局所的に強い線源があってもその部位で特に数え落としが強くなるわけではない。数え落としは視野全体で同程度に生じるため、観察される計数率の分布は真の計数率の分布を忠実に反映したものになる。数え落としを補正するには、視野全体への入力に基づいて決定される補正係数を各ピクセルに乗じればよい。

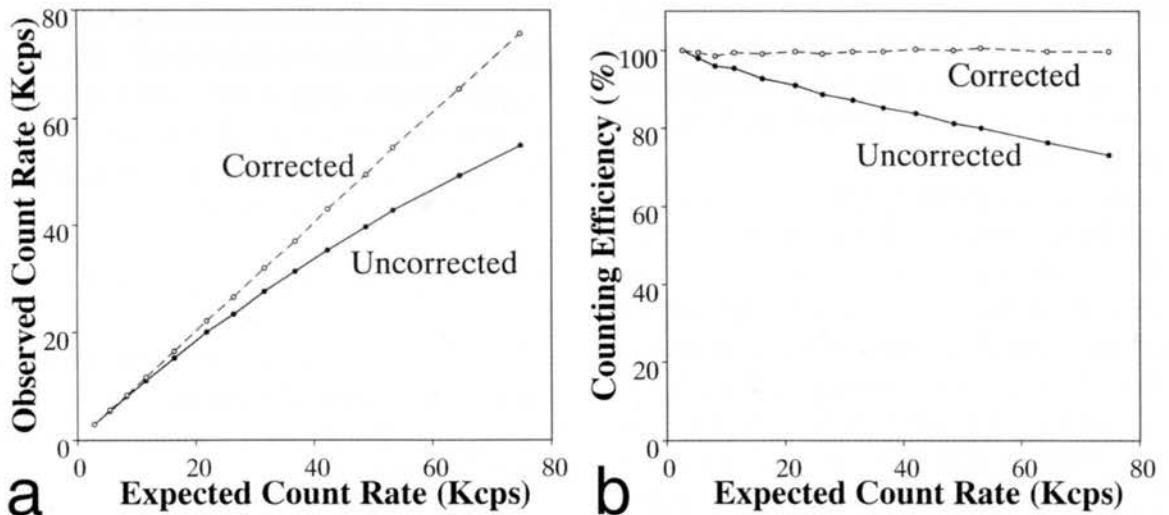


Fig.1 Count loss for a point source. Observed count rate (a) and counting efficiency (b) were plotted against expected true count rate. The counting efficiency was expressed as a percentage of that at the lowest level of activity. Solid and broken lines represent results before and after deadtime correction using a deadtime of 4.99 μ sec, respectively.

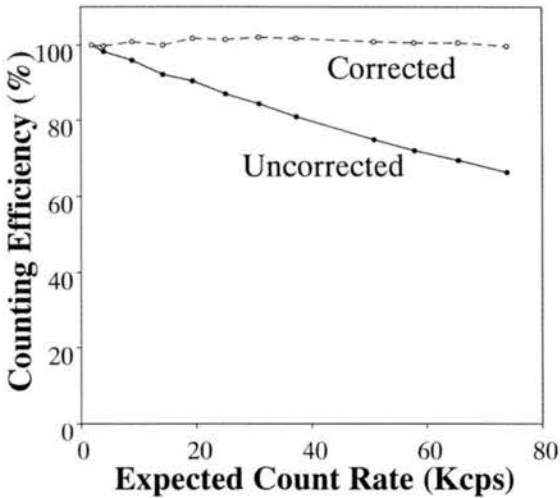


Fig.2 Expected count rate from a cylindrical phantom of 20-cm diameter and counting efficiency. The counting efficiency was expressed as a percentage of that at the lowest level of activity. Solid and broken lines represent results before and after deadtime correction using a deadtime of 6.99 μ sec, respectively.

4) 散乱線の影響

様々な放射能濃度の ^{99m}Tc 溶液を満した20cm円柱ファントムをガンマカメラで撮像した結果をFig.2に示す。使用したガンマカメラや収集条件は先の点線源の場合と同じであるが、Fig.1と比較すると、期待される真の計数率が同じでも、数え落としは円柱ファントム撮像時の方が大きいことがわかる。Multi-dose methodで不感時間を算出すると6.99 μ secとなり、点線源の場合より明らかに延長している。このように、ガンマカメラによる測定の不感時間は検出系固有のものではなく、線源によって影響されることに注意が必要である。

円柱ファントム撮像時の不感時間の延長は散乱線の影響と考えられる⁽⁶⁾⁽⁷⁾。散乱線が増加すると、ガンマカメラへの入力のうち、エネルギーウィンドウ外の光子の割合が増加する。ガンマカメラによる計数は多数の検出、計算過程から構成されており、最終的な出力には含まれないウィンドウ外光子も、波高分析で除去されるまでのプロセスでは入力として機能する。ウィンドウ外光子の影響で、ウィンドウ内の光子数が同じでも数え落としが増強すると考えられ、この結果としてみかけ上不感時間が延長することになる。同じ理由で、エネルギーウィンドウを広げてデータ収集を行うと、不感時間は短縮する。

2.臨床における数え落とし補正

1) 散乱体線源の不感時間測定法

Multi-dose methodによる不感時間測定は煩雑であり、また、患者撮像時の不感時間の評価には使えない。散乱体線源の不感時間測定には同じ散乱条件の2つの線源を用いる方法が一般的だが⁽¹²⁾、これも患者撮像には適用できない。我々は簡便な散乱体不感時間測定法として、reference source methodを開発した⁽¹³⁾。この方法では視野辺縁に点線源をおき、点線源の計数率を計数効率のモニターとして用いる。応用範囲の広い、簡便な方法である。

散乱体線源撮像時の不感時間を測定するには、まずガンマカメラのコリメータに向かう面以外を鉛で遮蔽した点線源を視野の辺縁において撮像する。引き続き、点線源は動かさずに、散乱体線源を視野の中心において撮像する。データ収集はこの2回だけである。点線源だけが視野内にある場合には数え落としは小さい。散乱体線源が視野内に加わると、散乱体線源からの信号のために数え落としが増加する。計数効率は視野内で均一であるから、数え落としの増加を反映して点線源の計数率は低下することになる。

点線源だけを撮像した場合の真の点線源計数率 N_{pt} は、nonparalyzable modelに基づき、以下の式で表される。

$$N_{pt} = N_p / (1 - N_p \cdot T_p)$$

ここで、 N_p は点線源だけを撮像した際に観察された計数率、 T_p は点線源の不感時間である。散乱体線源と点線源を同時に撮像した場合には散乱条件の異なる2種類の線源があるため、通常のmodelにはそのままでは適合しない。この場合の真の点線源計数率が以下の式で表されると仮定する。

$$N_{pt} = N_p / (1 - N_p \cdot T_p - N_s \cdot T_s)$$

ここで、 N_p および N_s はそれぞれ2つの線源を同時に撮像した際の点線源と散乱体線源の計数率、 T_s は散乱体線源の不感時間である。上の2式から、散乱体線源の不感時間は

$$T_c = (N_p - N_{pt}) / (N_p \cdot N_s)$$

で算出されることになる。実際にこの方法で20cm

円柱ファントムの不感時間を求めると、multi-dose methodによる値とほぼ一致し、reference source methodで散乱体線源の不感時間を簡便に測定できることが確認される。

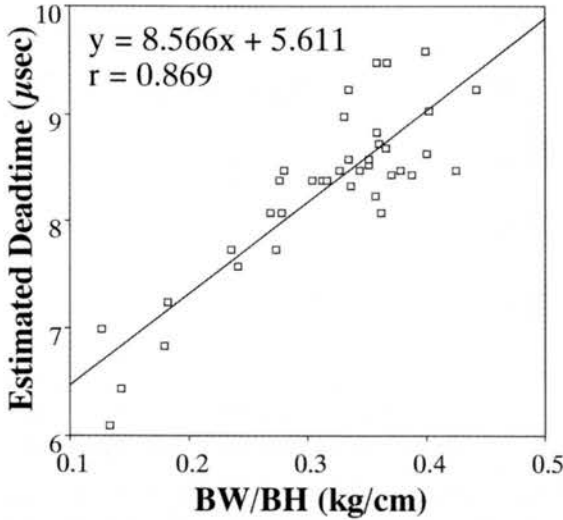


Fig.3 Relation between deadtime in anterior chest imaging and the ratio of body weight to body height (BW/BH).

2) 患者撮像時の不感時間

Reference source methodを用いれば、患者撮像時の不感時間を測定することもできる。実際に胸部前面撮像時の不感時間を測定すると、6.09から9.58 μ secの広い範囲に分布した⁽¹³⁾。通常、数え落とし補正にはファントム実験で求められた一定の不感時間が用いられている⁽¹⁴⁾。しかし、患者間で不感時間には大きな変動があり、一つの不感時間をすべての患者に用いるのは適切ではない。体重を身長で除した値に対して測定された不感時間をプロットすると、両者の間には良好な正の相関がえられた (Fig.3)。体重を身長で除した値は、体の厚みに関連する。体の厚みが増すと散乱線が増加し、この結果として不感時間が延長するものと考えられる。得られた回帰式を用いて身長と体重から不感時間を推定すれば、簡便に体格の個人差を考慮した数え落とし補正ができる。胸部前面RIアンジオグラフィの1例をFig.4に示す。視野の辺縁に点線源を置き、静注20秒前からデータ収集を行っている。補正を行わないと、静注後に点線源計数率は低下する。これは、患者からの信号のために視野内総計数率が増えて数え落としが増加し、計数効率が低下したことを反映する。身長、体重から推定した不感時間を用いて各フレームのデータを補正すると点線源の計数率は一定になり、数え落としの影響が良好に除去されたことがわかる。

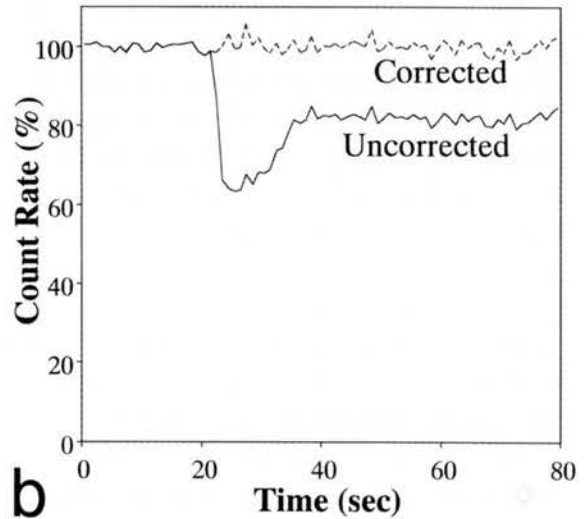
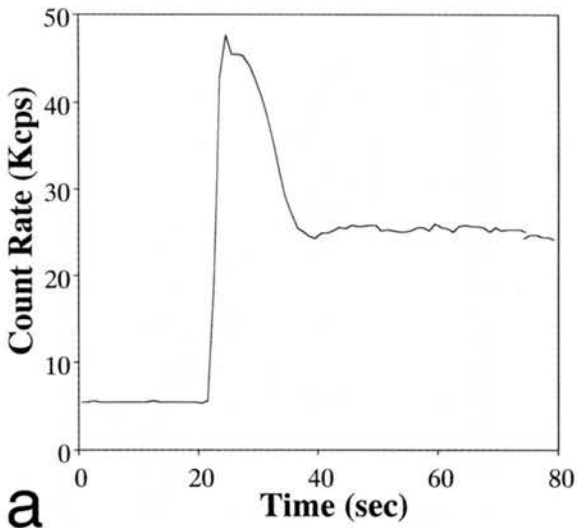


Fig.4 A representative time-activity curve in anterior chest radionuclide angiography with the injection of 740 MBq of ^{99m}Tc-MDP. Total count rate in the entire field of view (a) and count rate for the point source (b) are presented. Count rate for the point source was corrected for counting loss using the deadtime calculated from the body weight and body height.

3) SPECTの数え落とし補正

SPECTに数え落とし補正を行う場合は、まず各プロジェクトンデータを補正する。20cm円柱ファントムを様々な濃度の^{99m}Tc溶液で満たしてSPECTを行った結果を示す。再構成された断層像に関心領域において平均SPECT値を求め、ウェルカウンターで測定した放射能濃度で除すことで、計数効率を反映した値を得ることができる。この値を計数効率指数と定義し、放射能濃度に対してプロットすると、補正を行わない場合には放射能濃度が上昇するに従って計数効率指数は低下する(Fig.5)。平面像で求めた6.99 μ secという不感時間を用いて各プロジェクトンデータに数え落とし補正を行い、補正されたデータセットから断層像を再構成して計数効率指数を算出すると、計数効率指数は一定になり、良好に補正されていることがわかる。

^{99m}Tc標識赤血球による血液プールSPECTを2回施行した患者で、数え落とし補正の有用性を検討した。2回目の検査では、投与放射能を1回目の半分程度にした。心プールのSPECT値をウェルカウンターで測定した血中放射能濃度で除した値を心血液比として算出した。心プールのSPECT値は血中放射能濃度を反映する。吸収補正を行っていないため、心血液比は吸収の程度に影響されて体格によって異なる値になるが、同一患者では一定の値をとるはずである。心血液比の個人内変動は、数え落とし補正を行うと明らかに縮小した(Fig.6)。このことは、臨床SPECTに数え落としが実質的な影響を与え得ること、そして数え落とし補正が定量性を改善させ得ることを示唆する。ここでは胸部前面撮像時の推定式を用いて不感時間を推定したが、撮像方向によっても不感時間が変わることが考えられる。SPECTへの適用のため、数え落とし補正法のさらなる改善が期待される。

4) クロスキャリブレーション

SPECTによる定量では、ファントム実験でクロスキャリブレーション・ファクターを求め、ウェルカウンターで測定した血中放射能濃度とSPECT値とのクロスキャリブレーションを行うことがある。臨床での各測定間で数え落としが同程度であれば、数え落とし補正を行わなくても、患者撮像時と同程度の数え落としを生じるように設定されたファントムを用いてクロスキャリブレーション・ファクターを決定することで、数え落としの影響を縮小することができる。数え落としの程度

は視野内総計数率や散乱状況で規定され、これらが患者撮像時と同程度になるようなファントムを使用することが望ましい。

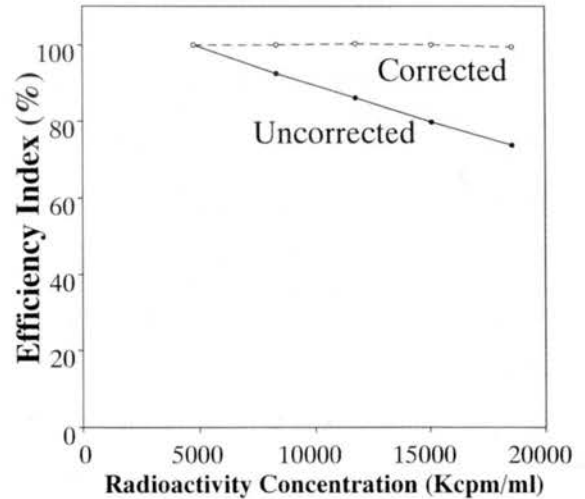


Fig.5 Concentration of radioactivity in a cylindrical phantom and counting efficiency index. The counting efficiency index was expressed as a percentage of that at the lowest level of activity. Solid and broken lines represent results before and after deadtime correction using a deadtime of 6.99 μ sec, respectively.

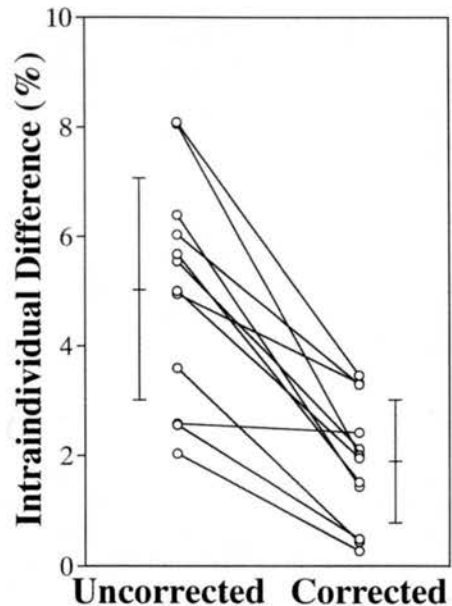


Fig.6 Intraindividual difference in the ratio of heart counts to blood concentration before and after deadtime correction.

結 語

不感時間による数え落としは、ガンマカメラを用いた定量測定のための重要な誤差要因の一つであり、これはSPECTにもあてはまる。数え落としの特性を理解しておくことは、SPECTによる定量測定を行う際に有益と考えられる。

参考文献

1. Rosenthal MS, Cullom J, Hawkins W, et al.: Quantitative SPECT imaging: A review and recommendations by the focus committee of the society of nuclear medicine computer and instrumentation council. *J Nucl Med* 36; 1489-1513, 1995
2. 横井孝司: SPECT、PETの最新技術、断層映像研究会雑誌 23: 55-59, 1997
3. Bailey DL. Transmission scanning in emission tomography. *Eur J Nucl Med* 25: 774-787, 1998
4. King MA, Hademenos GJ, Glick SJ: A dual-photopeak window method for scatter correction. *J Nucl Med* 33: 605-612, 1992
5. Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, et al.: Compton scatter compensation using the triple-energy window method for single- and dual-isotope SPECT. *J Nucl Med* 34: 2216-2221, 1993
6. Arnold JE, Johnston AS, Pinsky SM.: The influence of true counting rate and the photopeak fraction of detected events on Anger camera deadtime. *J Nucl Med* 15; 412-416, 1974
7. Sorenson JA.: Deadtime characteristics of Anger cameras. *J Nucl Med* 16; 284-288, 1975
8. Inoue Y, Momose T, Ohtake T, et al.: Effect of deadtime loss on quantitative measurement of cerebral blood flow with technetium-99m hexamethylpropylene amine oxime. *Eur J Nucl Med* 24: 1418-1421, 1997
9. Inoue Y, Ohtake T, Yokoyama I, et al.: Deadtime correction in measurement of fractional renal accumulation of ⁹⁹Tcm-MAG3. *Nucl Med Commun* 20: 267-272, 1999
10. Inoue Y, Ohtake T, Oritate T, et al.: Effect of the distribution of radioactive sources on deadtime loss in a single-crystal gamma camera. *Radiat Med* 16; 149-152, 1998
11. Freedman GS, Kinsella T, Dwyer A.: A correction method for high-count-rate quantitative radionuclide angiography. *Radiology* 104; 713-715, 1972
12. Adams R, Hine GJ, Zimmerman CD.: Deadtime measurements in scintillation cameras under scatter conditions simulating quantitative nuclear cardiology. *J Nucl Med* 19; 538-544, 1978
13. Inoue Y, Ohtake T, Yoshikawa K, et al.: Estimation of deadtime in imaging human subjects. *Eur J Nucl Med* 25; 1232-1237, 1998
14. Ullman V, Husak V, Dubroka L.: Dead-time correction in dynamic radionuclide studies by computer. *Eur J Nucl Med* 3: 197-202, 1978

ダウンロードされた論文は私的利用のみが許諾されています。公衆への再配布については下記をご覧ください。

複写をご希望の方へ

断層映像研究会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託しております。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センター（(社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体）と包括複写許諾契約を締結している場合にあっては、その必要はございません（社外頒布目的の複写については、許諾が必要です）。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル 3F FAX：03-3475-5619 E-mail：info@jaacc.jp

複写以外の許諾（著作物の引用、転載、翻訳等）に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、断層映像研究会へお問い合わせください

Reprographic Reproduction outside Japan

One of the following procedures is required to copy this work.

1. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has concluded a bilateral agreement with an RRO (Reproduction Rights Organisation), please apply for the license to the RRO.

Please visit the following URL for the countries and regions in which JAACC has concluded bilateral agreements.

<http://www.jaacc.org/>

2. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has no bilateral agreement, please apply for the license to JAACC.

For the license for citation, reprint, and/or translation, etc., please contact the right holder directly.

JAACC (Japan Academic Association for Copyright Clearance) is an official member RRO of the IFRRO (International Federation of Reproduction Rights Organisations).

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Address 9-6-41 Akasaka, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

E-mail info@jaacc.jp Fax: +81-33475-5619