

総説

自動位置合わせソフトウェア ART(Automatic Registration Tool)について

齋藤 聡

東芝メディカル株式会社 技術本部 営業技術部 核医学技術担当

Automatic Registration Tool (ART) for Multimodality Image Applications

Satoshi Saito

Nuclear Medicine Equipment Section of Sales Division, Toshiba Medical Systems co.,Ltd.

1. はじめに

近年、解剖学的な情報を提供するCTやMRIの空間分解能は著しく向上している。一方、SPECT/PET装置は特異な機能情報を提供するが、空間分解能が低く、位置情報が乏しいとの問題を抱えたままであるのが現状である。このような状況下で読影医はCT/MRI画像の情報とSPECT/PET画像の情報を頭の中で重ね合わせて総合的に診断を行っている。

ここで問題となるのはそれぞれの装置で収集され、フィルミングされてくる画像のスライスが互いに3次元のずれを生じていることである。読影医は3次元のずれを頭の中で補正し診断を行っているが、これにはかなりの熟練を要すると思われる。このためCT/MRI画像とSPECT/PET画像を精度よく位置合わせし、重ね表示する手法の研究が盛んに行われている。

SPECT/PET画像をCT/MRI画像と位置重ね合わせをすることで期待されるのは正確な位置情報を得ることであるが、その応用例としてCTを用いたSPECT/PETの減弱補正などが考えられる。そのため現在ではPET/CTやSPECT/CTのようなハイブリッド型装置の研究開発が盛んである¹⁾。ハイブリッド型装置では収集時に位置関係が正確に決まるのが長所である。しかし装置自体が高価であることや、MRIとのハイブリッド装置は技術的に実現困難であることなどの問題があげられる。

一方ソフトウェアで位置合わせする手法では、特別な装置を導入することなく現在の環境で実現できる、またMRI画像も使用できるという長所がある。そして患者への被曝を考えた場合、現状ファーストチョイスがCTであるため、ハイブリッド型装置では再度のCT収集となり被曝が増大するが、ソフトウェアによる手法では被曝は生じない。

ここでは(株)東芝が製品化した高精度で自動的に位置合わせ処理が行えるソフトウェアART (Automatic Registration Tool)の原理および臨床応用例を紹介する。

2. ARTの原理

2-1 ソフトウェアの動作環境

ARTは(株)東芝製2検出器型デジタルガンマカメラE.CAM、3検出器型デジタルガンマカメラGCA-9300Aシリーズおよび医用画像処理装置GMS-5500Aシリーズ(DI以降で動作可能であるが処理時間、ディスク容量を考えるとPIを推奨)で動作する自動または手動で位置合わせ可能なソフトウェアである。図1(※P25参照)のようにCT/MRIのデータはDICOM通信により取得する(DICOMフォーマットで取り込むので東芝製以外の装置でも可能であるが、DICOM接続が確認されている必要がある)。CT/MRIから能動的に送信するか、GMS-5500AシリーズからDICOM Q/Rにて取得するかを選択できる。

2-2.自動位置合わせの原理

CT/MRI形態画像とSPECT/PET機能画像をソフトウェアにより位置合わせする手法は、対象を複数の部位に分割(Segment化)して位置合わせする"Segmentation法"^{2,3)}、表面形状を利用して位置合わせする"Surface法"⁴⁾、および3方向の断面を見ながら手動により位置合わせする"Manual法"⁵⁾の3つに分けられる。このうちSurface法ではSPECT画像同士の位置合わせが困難な場合があること、Manual法では再現性の問題があることからARTではBabakらが提唱するSegmentation法を用いている。

自動位置合わせの流れは次の通りである(図2)(※P25参照)。

- 1) CT/MRI画像から輪郭を抽出
- 2) 抽出された輪郭内でボクセル値による分割を行いClassを生成
- 3) 分割されたClass内でさらに空間的に連続した部分ごとに分割し、Connected componentを生成
- 4) SPECT/PET画像と重ね合わせ、Connected component内のSPECT/PET画像のボクセル値の分散が最小となる三次元の移動量および回転量の6つの

パラメータを求める

5) 求められたパラメータで移動、回転させ、CT/MRIもしくはSPECT/PET画像のスライス方向に合わせて同一スライスを切り直し、結果を表示する

これらの過程は3次元的に行われる。つまりConnected componentはボクセル値が似通っていてかつ空間的に連続な部分に分割されており、似たような組織を立体的に区分した固まりとなっている。脳の場合には、100から200のConnected componentに細かく分割される。

SPECT/PET像との位置合わせで分散を見ていることについてその意味を簡単に解説する。

本手法は前述のように似たような組織からなりたっている部位としてConnected componentを抽出することを可能としている。似たような組織(Connected component)内の機能は一樣であるという仮定をすれば、このConnected component内のSPECT/PET画像のボクセル値が一樣な分布を示すということになる。そこで一樣な分布になる、つまりConnected component内のばらつきが最も小さくなる位置が正しく重なったという判断をしている(図3)(※P25参照)。

これらの処理により立体的にCT/MRI画像とSPECT/PET画像が重なるわけである。ここで冒頭で述べたとおり、ももとのスライス角度が互いに異なっていることが考えられるので、表示する前にCT/MRIのスライス角度に合わせてSPECT/PET画像を切り直す、もしくはSPECT/PET画像のスライス角度に合わせてCT/MRI画像を切り直して表示を行っている。表示の一例を図4-1,4-2(※P26参照)に示す。

Babakらの手法の特長はConnected componentを生成する際にK-meansアルゴリズムを使用することで完全に自動化していることである。またWoodらの手法と大きく異なるのは、Woodらの手法がボクセル値のみでConnected componentを生成するのに対してBabakらは空間的な連続性も利用し、脳以外の部分(頭皮など)との分離も可能としていることである。

また、ARTでは自動位置合わせが困難な場合のためにManual法もサポートしている。オペレーション画面を図5(※P26参照)に示す。

3. ARTの応用(手法と臨床応用例)

3-1. X-CT画像を用いた減弱補正

X-CT画像によるSPECT減弱補正^{6, 9)}について述べる。SPECT/PETは減弱の影響を受ける。これを高精度で補正することが求められており、一つの方法としてX-CT画像の利用が期待されている。その際、SPECT/PETとX-CTの位置合わせが必要となる。

処理の流れは次の通りである。

1) X-CT画像とSPECT画像の位置合わせをART

で行う

2) CT値をSPECT核種の減弱係数に変換する

3) TEW法を用いてSPECTデータの散乱線補正を行う

4) 散乱線補正されたSPECTデータを、位置合わせして係数変換した減弱マップを用いて再構成する
 定量性をあげることが目的なので、減弱補正を行う前に散乱線補正が必須となる。ここでは散乱線補正法としてTEW法¹⁰⁾を使用した。図6(※P26参照)に散乱線補正の有無や減弱補正を均一減弱体として行ったものと、X-CTデータを用いたものの違いを示す。明らかに散乱線補正とX-CT画像を用いて減弱補正を適用したものが良好な画像となっている(図6の6段目)。また、Tl-201心筋SPECTデータへの適用例を図7(※P27参照)に示す。

3-2. 異なる画像のROI設定

位置合わせ後のCT/MRI画像上で解剖学的に正確な位置にROIをとり、SPECT/PET画像の同一部位に適用することが可能である。これを利用した次のような応用例がある。

3-2-1. Tl-201腫瘍SPECTへの適用

Tl-201を使用した腫瘍検査ではEarly像とDelay像を撮影し、腫瘍の洗い出しを評価することで悪性度の診断が可能と言われている。しかしそれには同一部位にROIを適用することが必須となり、目視により行うにはかなりの熟練を要する。図8(※P27参照)はCT、Tl-201 Early画像、Tl-201 Delay画像を示している。ARTによりCT画像にTl-201のEarly画像とDelay画像をそれぞれ3次元的に位置合わせし、CT画像上でROIを描くことでEarly, Delay画像の同一部位にROIを適用した例である。これにより高精度な洗い出しの情報が得られ、腫瘍の悪性度の診断に寄与できると考えられる。

3-2-2. 検査(トレーサ)の異なる画像への適用

図9(※P27参照)はTl-201, Tc-HSA, Tc-HMPAOのデータをMRIに位置合わせし、MRI上でROIを描き同一部位にROIを適用した例である。これによりNa-Kポンプ、栄養血管の有無、血液脳関門の破壊の様子などを総合的に判断した診断が可能となる。

3-3. SPECTによる賦活検査

3-3-1. 運動野の同定

図10(※P28参照)は右前頭葉の髄膜腫摘出手術前に左手肢の高次脳機能局在を調べる目的で左手指のtappingによる負荷を行ったときと、負荷なし時のTc-HMPAO画像である。これらをCT画像と位置合わせした後、差分をとり、さらにCT画像と重ね合わせ表示したものが図10の4段目の画像である。本例ではSPECTを用いて脳の機能局在情報がよく得られていることが分かる。

3-3-2. 人工内耳の効果判定

人工内耳のスイッチをONにして得られたデータとOFFにして得られた画像をCT画像に位置合わせして差分をとり、CT画像に重ね合わせ表示したのが図11(※P28参照)である。聴覚野の血流がONにすることで増えている様子が画像として確認でき、人工内耳が正常に機能していることがSPECTで示された。

3-3-3. てんかん焦点の検出例

Tc-ECDによりtemporal lobectomy 前のictal, interictal画像をMRI画像と位置合わせして差分をとり、MRI画像に重ね合わせ表示したのが図12(※P28参照)である。ictalで右側頭葉内側領域から両側大脳基底核部位にかけて局所的に脳血流が増加していることが確認できる。これより同部位にてんかん焦点が存在するものと推察される。

4. 今後の課題

課題として、位置合わせ精度の検証があげられる。Babakらの報告によれば、ポイントソース等を用いてPETとMRIの重ね合わせ精度を検証した結果、2mmから3mm程度の誤差を生じると報告しているが、SPECTの場合の検証がなされていない。また、今回触れなかった胸部や腹部、頸部の重ね合わせの自動化も課題である。胸部、腹部では呼吸、それにとまなう横隔膜の上下動の影響をどう補正するかが問題となる。特に心筋SPECTについては減弱の影響が大きいため高精度な減弱補正の要望が高いこともあり、これを自動化できるよう研究をすすめていく必要がある。

5. まとめ

自動位置合わせソフトウェアARTについてその原理と頭部領域の臨床応用例を中心に紹介した。ARTの自動位置合わせ機能を用いることで従来行われてきた手動の位置合わせと比べ、操作者の技量などによらず再現性が高く、かつ正確な位置合わせが可能になった。応用例としては、CTによるSPECT減弱補正、CT/MRI形態情報を使った正確なROIの設定、また賦活検査への適用などがあげられる。ARTはSPECT/PETの弱点である位置情報を補うことができ、核医学検査の診断能向上に寄与できるものと考えられる。

謝辞

稿を終えるにあたり、貴重な臨床データを提供して頂いた中村記念病院、慶應義塾大学、三重大学、山口大学の諸先生方をはじめ関係スタッフの方々に深く感謝いたします。

参考文献

1. JNM, Vol 41, Issue 9 1579-1586, 2000 "Initial results for Hybrid SPECT-conjugate-view tumor dosimetry in 131I-anti-B1 antibody therapy of previously untreated patients with lymphoma"
2. Ardekani BA, Braun M, Hidehiro Iida, et al. Afully automatic multimodality image registration algorithm. J Comput Assist Tomogr 1995; 19: 615-623
3. Woods RP, Mazziotta JC, Cherry SR. MR-PET registration with automated algorithm. J Comput Assist Tomogr 1993; 17: 536-46.
4. Pelizzari CA. Chen GTY, Spelbring DR, Weichselbaum RR, Chen CT. Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain. J Comput Assist Tomogr 1989; 13: 20-6.
5. Evans AC, Marrett S, Collins L, Peters TM. Anatomical-functional correlative analysis of the human brain using three dimensional imaging systems. In: Schneider RH, Dwyer SJ III, Gilbert Jost R, eds. Medical imaging III: image processing. Bellingham: SPIE Press, 1989: 264-74. (Proceedings of SPIE; vol 1092)
6. K. Ogawa, Y. Takagi, et al. : An attenuation correction method of single photon emission computed tomography using gamma ray transmission CT. Jpn J Nucl Med 1985; 22: 477-490
7. H.M. Hudson, R. S. Larkin: Accelerated image reconstruction using ordered subsets projection data. IEEE Trans Med imag 1994; 13: 601-609
8. J. Sorenson: Quantitative measurement of radio-activity in vivo by whole body counting. Academic Press, New York 1974; 2: 311
9. L. T. Chang: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci 1978; NS-25: 638-643
10. 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 1993; 34: 2216-2221



図1 DICOMによるデータの取得

※P22参照

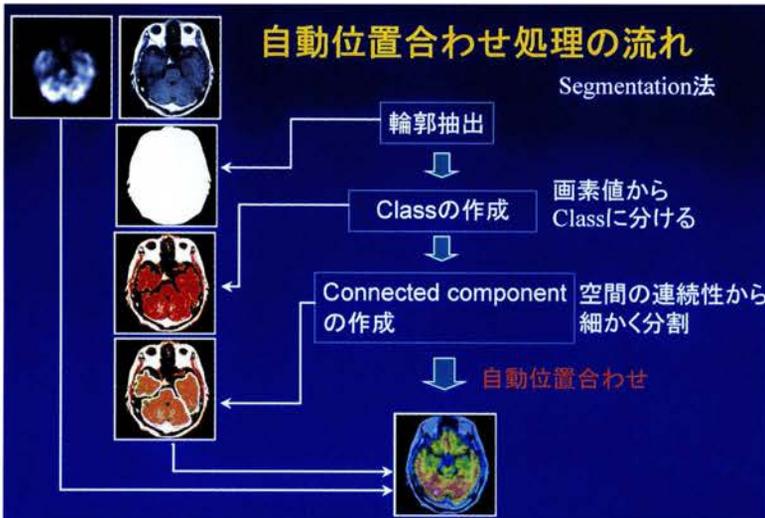


図2 自動位置あわせ処理の流れ

※P22参照

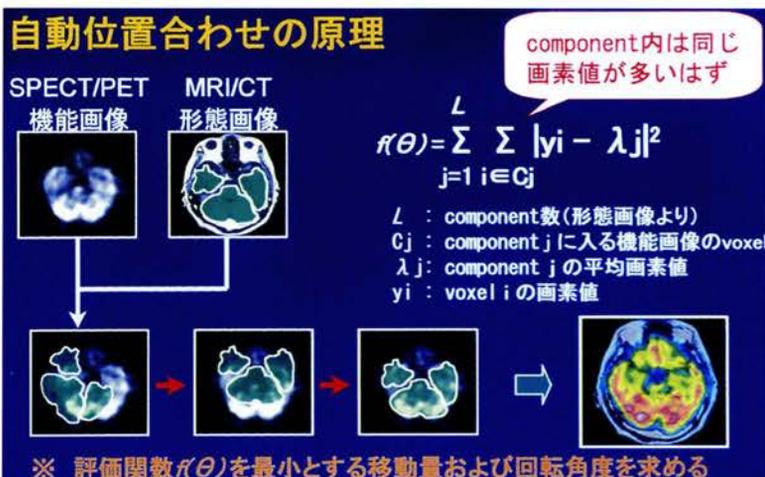


図3 自動位置あわせの原理

※P23参照

Fusion表示

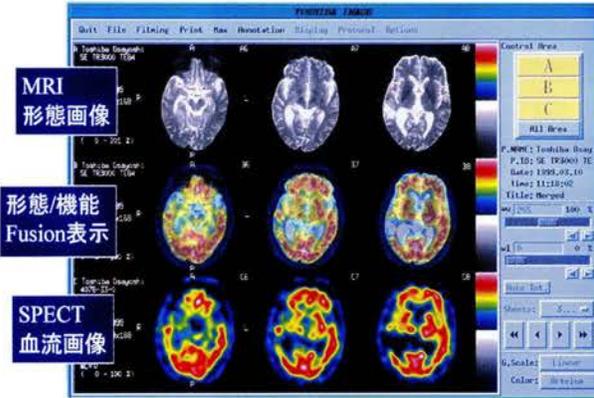


図4-1 重ね合わせ表示の例 ※P23参照
データ提供：三重大学

腫瘍における適用例

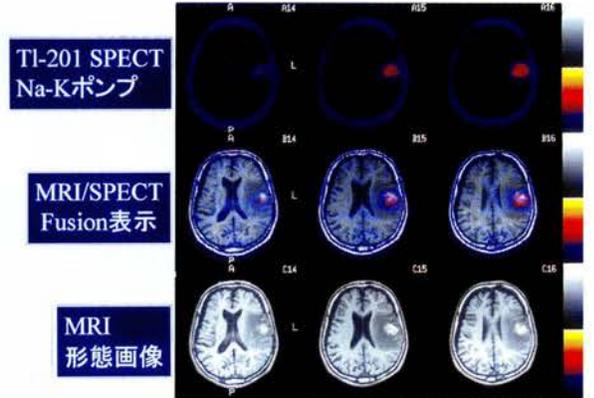


図4-2 重ね合わせ表示の例 ※P23参照
データ提供：中村記念病院

3方向運動の手動位置合わせ

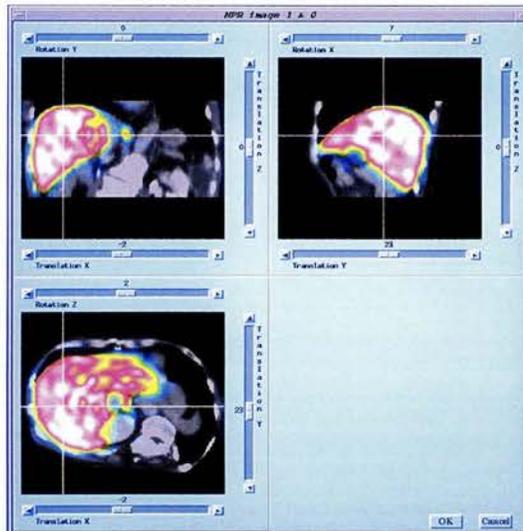


図5 Manualモードのオペレーション画面 ※P23参照
データ提供：三重大学

頭部SPECTにおける適用例
～Tc-HMPAO脳血流～

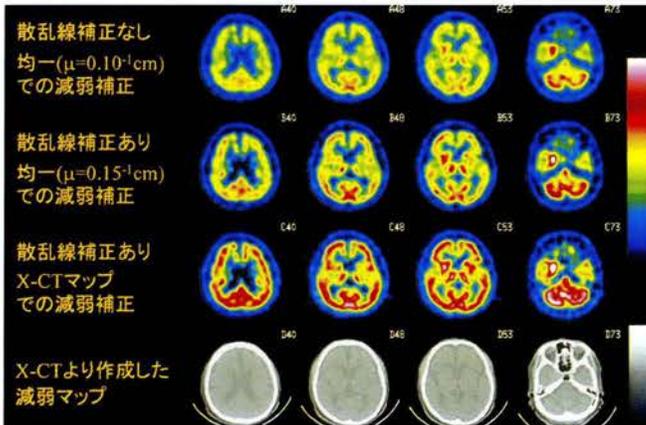


図6 X-CT画像によるTc-HMPAO脳血流データの減弱補正例 ※P23参照
データ提供：山口大学

心筋SPECTにおける適用例 ~Tl-201心筋血流~

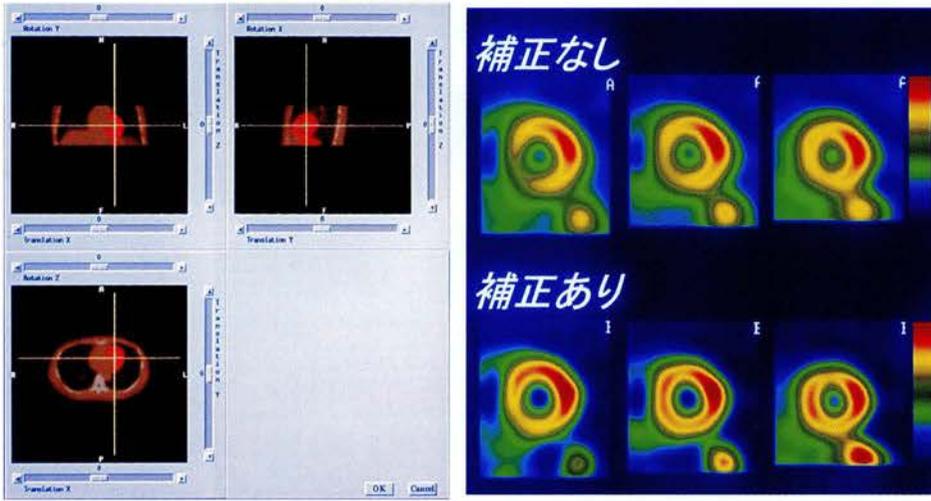


図7 X-CT画像によるTl-201心筋血流データの減弱補正例 (データ提供：慶應義塾大学)

※P23参照

マルチモダリティー画像ROI処理
検査時間の異なるEarlyとDelay画像への適用

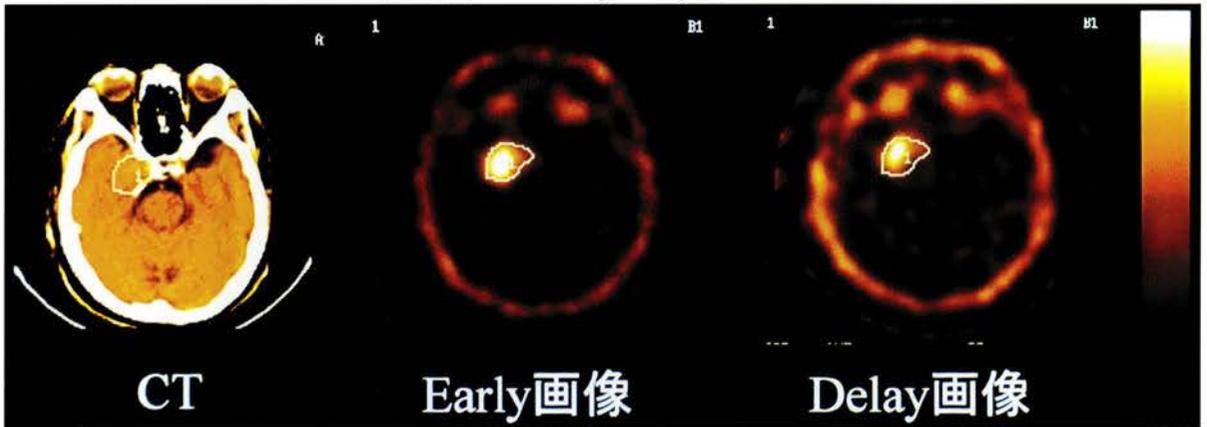


図8 Tl-201腫瘍データへのROI適用例 (データ提供：山口大学)

※P23参照

マルチモダリティー画像ROI処理
検査(トレーサー)の異なる画像への適用

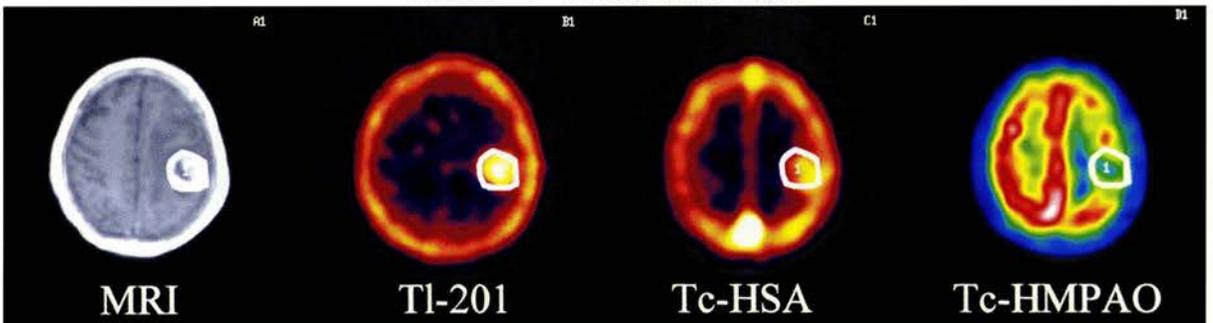


図9 トレーサの異なる画像へのROI適用例 (データ提供：中村記念病院)

※P23参照

指運動アクチベーション検査

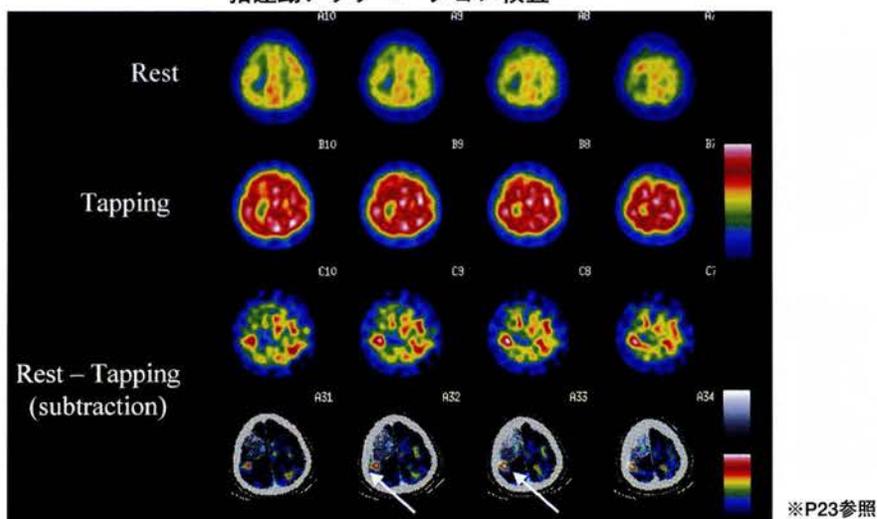


図10 tappingによる運動野の同定 (データ提供: 中村記念病院)

人工耳内の効果判定

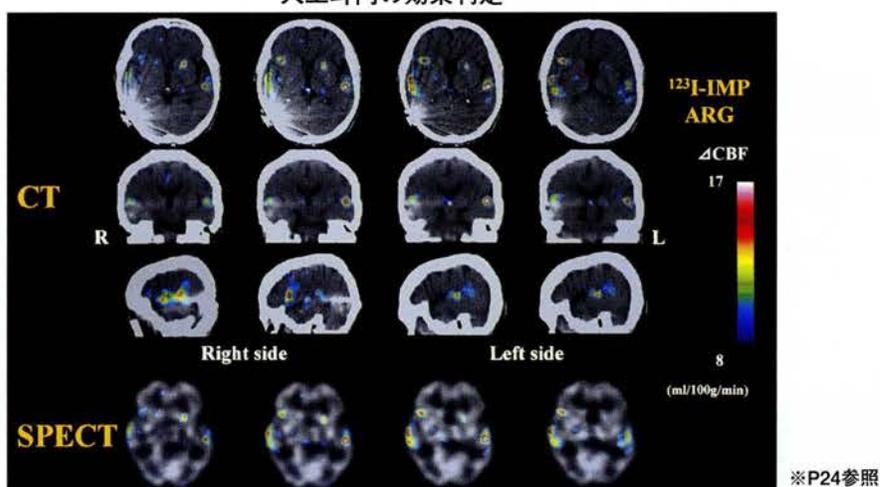


図11 人工内耳の効果判定 (データ提供: 中村記念病院)

てんかんへの応用～焦点位置の検出～

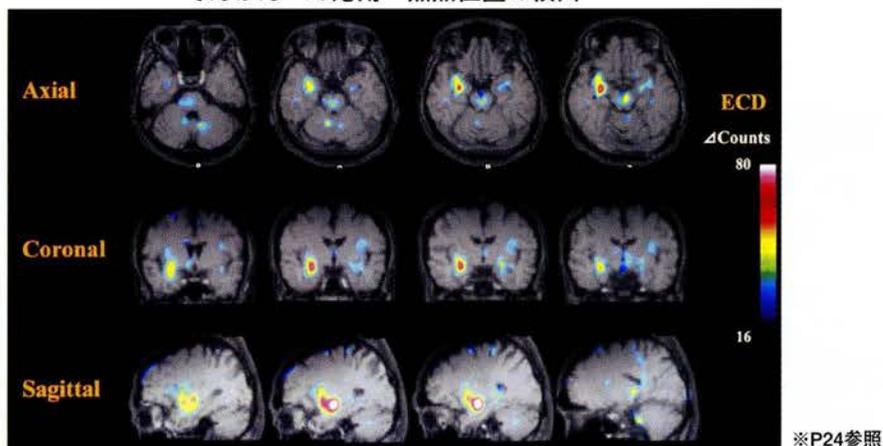


図12 てんかん焦点位置の検出 (データ提供: 中村記念病院)

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