

3. 脳血流SPECTの臨床的な問題点—核医学技術者の立場から— position

宮崎吉春
能登総合病院

1. はじめに

核医学画像は、生態情報を画像として捉えることができるため、臨床上有用な方法として利用されている。通常の脳血流イメージは定性的なSPECT像として提供されているが、最近では定量解析して脳血流値を算出する方法も行われている。しかし、現在のSPECT装置には解決困難なハード的な問題を有しているため、本来の定量は行えず半定量の形となる。さらに、定量解析時の手技によって算出される定量値が変動する場合があるため、解析時の手技が重要となる。だが、用いる解析法を十分に理解したうえで処理するなら、定量された値(実際には半定量であるが)は臨床に有用な情報をもたらす。

今回は、臨床に影響を及ぼす脳血流値変動の手技的要因を考察するとともに、将来においても現在の解析法でよいかも考察した。

2. 脳血流算出に伴う技術的な問題点

通常、SPECT装置からは定性像が作像される。定性SPECT像の画質に影響するハード的な問題点として、ガンマ線の体内吸収・散乱の影響、分解能が低いための部分容積効果、情報量が少ないため画像再構成時に用いるフィルタの影響などが挙げられる。これらの完全な解決法が未だないため、それらの補正の有無、あるいはその手段で画質が変動することになる。さらに、定量像作成時には定性・定量変換に伴う影響も加わることとなる。しかし、最近のSPECT定性像は、問題点が未解決のままではあるが、装置の進歩によって施設間の画質差が少なくなってきた。そのため、今回は定量時の算出値変動の要因をまとめた。

なお、 ^{123}I -IMP-マイクロスフェア法、 ^{123}I -IMP-ARG法、パトラックプロット法の問題点はすでに種々報告されているため、今回は ^{123}I -IMP-NIMS法、BUR法についてまとめた。

2-1 ^{123}I -IMP-NIMS(非侵襲的マイクロスフェア)法

2-1-1 ^{123}I -IMP-NIMS法の紹介

^{123}I -IMPを用いた非侵襲(非採血)的マイクロスフェア法として、すでにFU法が報告されている。FU法は、心から拍出された ^{123}I -IMPが脳へ分配される割合(FU値)を求め、FU値に心拍出量(CO)を乗ずることによって脳血流量を算出する方法である。この方法では、使用されている ^{123}I -IMPが臓器集積型の薬剤であるため、通常のCO測定法が応用できない。そのた

め、FU法では体格より求めた換算CO(体表面積 $\times 3.5$)を用いていることが、本法の誤差要因であった。さらに、頭部から胸部まで視野に入る大視野ガンマカメラが必要であることが、FU法の適用範囲を狭めた。

今回考案された ^{123}I -IMP-NIMS法は、FU法の以下の事項を改良した非侵襲的マイクロスフェア解析法である。

(1) COの算出精度を向上させた。

CO算出に、 ^{123}I -IMPの投与量と右心初回循環通過カウントよりCOを推定するCOI法を用いた。

(2) 小視野装置でも測定可能にした。

胸部と頭部を時間分割収集することにより、小視野装置でも測定可能にした。

(3) データの再現性を向上させた。

あらかじめ求めたCCF(static-SPECT変換係数)よりSPECT像から局所血流量を直接求める方法を採用したことで、散乱線やROIによる算出値変動の要因を少なくした。

2-1-2 NIMS法の問題点とその解決法

本法ではCO値が算出値に大きく関与する。そのため、CO算出処理が最大の注意点となる。本法のCOは、 ^{123}I -IMPの右心初回循環カウントより推定する。そのため、 ^{123}I -IMPの右心通過状態(注射時の要因)とそれより通過カウントを算出する方法(解析時の要因)によってCOが変動することがある。

注射時の要因は、RIのボーラス性のことであり、ボーラスが悪くなると右心通過カウントが多くなり、COが低く算出される。逆にボーラスが良過ぎると右心通過カウントが少なくなり、COが多く算出される。そのため、一定のボーラス注入が必要で、筆者らは生理食塩水10mlを6~7秒でフラッシュしている。一方、解析時の要因は、右心カウントを求める際行う右心TACのgamma-fittingの方法である。gamma-fittingの行い方に個人差があることがあり、その差がCOに影響する。できるだけオリジナルカーブに合ったfittingが必要である。特に、COが少ない症例では右心TACが緩くなだらかになるため、gamma-fittingに手技差が生じ易い。今後は、gamma-fittingなしに行える自動算出法を検討したい。

2-2 BUR法

2-2-1 BUR法の紹介

SPECT装置は、将来専用機化するものと思われる。専用機になるとカメラ視野が狭まる傾向であり、パト

ラックプロット法(大動脈弓部から頭頂部までの検査視野のガンマカメラが必要)が利用できなくなるおそれがある。そのため、 $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ や $^{99m}\text{Tc-ECD}$ を用いて小視野ガンマカメラでも測定可能な方法を考案した。本法は、以下の理論と方法により算出する。

(1) マイクロスフェアモデル解析を応用

$^{99m}\text{Tc-ECD}$ は、動脈血中放射能濃度と頭部SPECTカウントよりマイクロスフェアモデル解析が可能とされる。一方、 $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ は、脳よりの逆拡散されるためマイクロスフェアモデル解析が困難である。しかし、逆拡散量には個人差が少ないとされ、ガンマカメラで収集可能な逆拡散量を含んだ脳集積量(見掛けの集積量)は、真の脳集積量と相関することになる。そのため、 $^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ でマイクロスフェアモデル解析しても脳血流量の指標を得ることは可能である。

(2) 大動脈弓部と頭部のカウントより血流指標(BUR)を算出

本解析には、RI投与時よりのダイナミック収集と、その後のstatic収集またはSPECT収集が必要である。指標であるBURは、大動脈弓部の循環カウントに対するstaticまたはSPECT像より得た脳のカウントより算出する。BURを脳血流量に変換するには、あらかじめ標準検査より求めた式で血流値に回帰する。

(3) 分割収集で小視野装置でも収集可能

$^{99m}\text{Tc-HMPAO}$ や $^{99m}\text{Tc-ECD}$ は、脳組織における初回循環捕捉率が比較的良く、かつ、逆拡散率が少ない。そのため、小視野装置で大動脈弓部のRI通過量を測定した後、視野を頭部に移してstaticあるいはSPECT収集しても安定したBURが得られる。

2-2-2 BUR法の問題点とその解決法

BURは、大動脈弓部のRI通過カウント(ピクセル当たり)に対する脳の集積カウント(ピクセル当たり)より算出する。そのため、BURはパトラックプロット法同様、設定するROIの位置と範囲に影響される。つまり、BURと大動脈弓部のピクセル当たりのカウントは反比例の関係にあり、カウントが増すとBURは低下し、減ると増加する。ROI設定時の注意として、大動脈弓部に忠実にROIを設定することが必要である。BUR法は、大動脈弓部のTACにgamma-fittingした近似カーブを入力として用いるため、静脈系の重なるの除外が可能となり、左腕からのRI投与も可能となる。

3. 将来への対策

将来SPECT装置は、専用機化の方向へ進むと思われる。専用機は、より近距離から収集可能としたもの

で、複数の小視野の検出器を装備する。このような装置では、より高解像で部分容積効果の小さなSPECT像を得られるが、現在の解析法がそのまま利用できるとは限らない。現在考えられる問題点は、カメラ視野の縮小、部分容積効果減少に伴うことである。以下にその対策法を考えてみた。

3-1 小視野対策

パトラックプロット法では、頭頂部から大動脈弓部までが同一視野に入らねばならず、小視野の専用機では本法が利用できない。そのため、考えられたのが前述したBUR法である。

3-2 部分容積減少対策

部分容積効果が少なくなることは、画像上大変喜ばしいことである。部分容積効果が少ないSPECT像は濃淡のはっきりした像となり、たとえ平均カウントが同じのSPECT像であっても部分容積効果の少ない像は、多い像に比べ像の最高カウントが増え、最低カウントが少ない像になる。このことが解析上問題になるのがラッセンの補正時である。同法は基準となる部位の平均カウントより高い部分をより増加させる補正法である。そのため、基準部位を「脳半球全体に指定する方法」では、結果的に局所脳血流値が異常高値に評価されるおそれがある。

対策として、基準部位の指定を「血流のある組織のみを指定する方法」とし、脳半球SPECT像からスレッシュホールド法にて平均カウントを求める。この方法では部分容積効果の多少に関らずに安定した局所脳血流値を算出できる。スレッシュホールド法のしきい値は装置によって異なるが、30~50%である。

4. まとめ

核医学検査は、ハード的にもソフト的にもたくさん問題点を有している。その対策はその都度なされているが、その方法や程度により画質差が生じ、それが施設間や術者間の差となっている。このことが、まだ完璧に信頼される情報源としての座を占めれない原因と思われる。しかし、検査法、解析法の問題点を十分に理解して対処すれば、再現性がよく信頼される情報となる。そのため、核医学検査施行時は、十分に検査法、解析法を理解したうえで行い、まず、「施設内の基準作りを行うこと」が重要である。そうすれば、核医学検査より得られる情報は、より有用な情報となるであろう。

謝 辞

本シンポジウムをまとめるにあたり、ご指導いただいた次の諸先生に深謝いたします。

米倉義晴先生 福井医科大学

松平正道先生 先端医学薬学研究センター

(前 金沢大学医学部附属病院)

峰谷武憲先生 秋田県総合リハビリ精神医療センター

檀村紳也先生 済生会山口総合病院

4. 心筋SPECTの臨床的な問題点—核医学技術者の立場から— Symposium

高野政明
東邦大学医学部附属大森病院

1. はじめに

近年, single photon emission computed tomography (SPECT)は多検出器型高速演算処理SPECTシステムの登場により, 短時間に解像度のよいデータ収集, 解析処理, 画像作成が可能となった. 心筋SPECTにおいては円軌道からより体表に近接した軌道による180度および360度データ収集, そして吸収や散乱線成分のデータ抽出も可能となった. また ^{99m}Tc 標識製剤, ^{123}I 標識製剤の臨床応用に伴う検査法の多様化により, 画像作成の再検討や新たな展開が求められている.

今回, 心筋SPECT画像分布を三次元ボクセル単位で捉え, 異核種間の分布差, 再構成角度の違いによる分布差, 心電図同期による収縮様式の分布変化を三次元画像, ボクセル分布容積, カウントで示した. そしておもに近接軌道による360度収集データから180度, 360度再構成画像の分布差を視覚的評価の正当性と比較検討したので報告する.

2. 目的

^{201}Tl chloride (^{201}Tl)心筋SPECTでは, 単検出器型SPECT装置において, 心臓の軸を中心とする180度範囲のデータから重畳積分法を用いた180度再構成(180°スキャン)¹⁾が確立され, 現在も多くの施設において利用されている. エネルギーが低く散乱, 吸収の影響が大きい ^{201}Tl 心筋SPECTにおいて180°スキャンは360°スキャンに比べコントラストのよい画像²⁾が効率よく得られることにあった. しかし, 180°スキャンにおいては不完全再構成による画像の歪が指摘³⁾され定量性に問題を残した. また, 心筋虚血領域によるコントラスト依存が示されたが⁴⁾, 臨床画像による是非は曖昧となっている. 本検討は ^{99m}Tc -MIBI心筋SPECT画像における180度, 360度再構成画像の画像分布差をボクセル容積で定量し, 読影する医師の視覚的評価と比較検討することを目的とした.

3. 対 象

虚血性心疾患 25例(男性 18例, 女性 7例)で, 心筋梗塞 12例, 狭心症 13例である. 病変部位の内訳は前

壁中隔(A/S) 8例, 下後壁(I/P) 9例, 前壁(ANT) 3例, 側壁(LAT) 5例であった.

4. 方 法

^{99m}Tc -MIBI心筋SPECT検査は一日法により, 運動負荷時と安静時の順で 4 時間の間隔で行い投与量は370MBqと740MBqとした. 装置は低エネルギー汎用型コリメータを装着したPRISM 3000を使用し, データ収集は64×64マトリクスサイズ, 1方向60心拍16分割, 6度ごと60方向の360度近接軌道による心電図同期SPECTにてプロジェクションデータを得た. データ処理装置ODYSSEYを用いて心電図同期プロジェクションデータを非同期に変換したのち, 画質改善フィルタとしてlow-pass filterにて処理を行い, ramp filterによる360度再構成画像および右前45度から左後45度の180度再構成画像より短軸像を作成し同一データの360度画像と180度画像とした. 吸収補正, 散乱線補正は行わなかった. 両画像は左室心筋以外が取り除かれるようにマスキングを施し, Application Visualization System・Medical Viewerによりボクセル解析を行った.

5. 解析方法

視覚的評価は下限カットオフ40%で示された180度画像と360度画像のフィルム写真で行い, 負荷時画像における虚血領域の程度と, 負荷時画像と安静時画像からバイアビリティの程度を心臓核医学に10年間の経験をもつ循環器内科の医師が判定した. ボクセル解析は画像を構成するボクセルのなかでマックスカウントを100%として, 他のボクセルに対しカウント数のスレッショールド値5%ごとのボクセル数よりボクセル分布容積曲線を作成するとともに, スレッショールド40%, 50%, 60%, 70%のボクセル積算数からスレッショールドごとの左室心筋容積を算出した.

負荷時画像における180度心筋容積と360度心筋容積から式(1)による再構成容積変化率を求め, 医師が判定した虚血領域の程度と比較検討した.