

# H<sub>2</sub><sup>15</sup>O による低侵襲性局所心筋血流量測定

関 宏恭<sup>\*\*</sup> 森川 俊彦<sup>\*\*</sup> 早川 和也<sup>\*\*</sup>  
竹中 健<sup>\*\*</sup> 竹越 襄<sup>\*\*\*</sup>

## 【はじめに】

オートラジオグラフィ (ARG) 法や重み付け時間積分法は、関心領域 (ROI) データを基にした非線形最小二乗法によるパラメーター推定法よりも、機能画像作成により適した方法である。我々は ARG 法による心筋血流量画像を作成するための最適な積分時間を調べる目的で、非線形最小二乗法により推定した局所血流値と、様々に積分時間範囲を変えた ARG 法による血流指標とを比較した。

## 【対象】

15例の心疾患患者 (男8例, 女7例)、年齢は60.7±12.0歳 (平均±標準偏差)。疾患の内訳は、狭心症11例 (血行再建術後3例及び VSA 2例を含む)、急性心筋梗塞2例, 拡張型心筋症2例である。

## 【データ収集と解析】

吸収補正用 transmission scan 終了後 C<sup>15</sup>O ガス吸入による心血液プール像を4分間かけて収集。撮像開始と同時に予め確保した静脈から採取した血液放射能濃度をウェルカウンターで測定。血中放射能の減衰を待って、H<sub>2</sub><sup>15</sup>O (以下「水」) 1,110~1,480 MBq を自動注入装置により2分間かけて一定速度で静注。心臓部放射能の立ち上がりと同時に、20フレーム、360秒間の PET によるダイナミックデータ収集を開始 (5秒×6, 15秒×6, 30秒×8フレーム)。同時に得られる7スライスのうち、左心室中央を通るものに対してデータ解析を行なった。

ROI を前壁、側壁、後壁に設けて、心筋の時間-放射能曲線 (TAC) を、また左心室または左心房内腔に設けて動脈血入力関数を得た。心内腔血液から心筋への放射能のこぼれ込み (spill-over) は、予め C<sup>15</sup>O データを用いて除去してある。非線形最小二乗法では、 $C^*m(t) = \alpha \cdot C_m(t) = \alpha \cdot f \cdot LV(t) * e^{-(f/p)t}$  に基づいて  $\alpha$  と  $f$  を推定した。各英文字の意味については表1参照。ARG 法による心筋血流指標は、 $\int_{T1}^{T2} C^*m(t) dt = f \cdot \int_{T1}^{T2} LV(t) * e^{-(f/p)t} dt$  に基づき、実測した  $LV(t)$  を用いて、右辺の  $f$  を0から10まで0.1 step で変化させ計算し table look-up を作成、左辺の実測値に対応する  $f$  を決定した (この場合の  $f$  を心筋血流指標と呼ぶ)。この際、両辺の積分時間範囲 T1 ~ T2 を1分刻みで、0~1, 0~2, 0~3, 0~4, 0~5, 0~6, 1~2, 1~3, ……5~6 と合計21通り計算し、15例×3部位=45部位について、これにより得られた21の血流指標と最小二乗法で推定した心筋血流量とを比較した。また、15例の入力関数を平均して作成した標準入力関数を用いて、ARG 法の21通りの積分範囲について  $f$  を1, 2, 3, 4, 5とおき、それぞれ

の  $f$  を±10%変化させたときの理論的 pixel 値 (式右辺の値) の変化幅を求め、より高い血流域まで精度を保つことができる積分範囲を求めた。

## 【結果】

図1は ARG 法の各積分時間範囲と最小二乗法で推定した血流値との関係の相関係数を図示したものである。この結果、0~1分までを積分範囲とした場合、最も高い相関係数 (約0.80) が観察された。積分範囲を拓げるほど、あるいは積分開始時間を遅らせるほど相関係数は低下した。1~3分の積分からあとのものでは負の相関係数がみられた。図2は  $f=5$  として  $f$  を±10%変動させたときの ARG 理論式右辺の値の変動を、各積分時間範囲ごとに図示したものである。この結果、0~1分の積分で最も変化幅が大きく、すなわち血流変化によく追従するという結果が得られた。次いで1~2分と、いずれもトレーサー静注早期のデータが心筋血流量をよく反映していた。

## 【考察】

一般に機能画像を作成するにあたって、ピクセル毎に curve fitting のような繰り返し演算を行なうのは、膨大な計算回数を要求され現実的ではない。その点、ARG 法や重み付け時間積分法はその問題を回避し、高速な画像演算を可能とする。たとえ画像間演算式が一見複雑そうに見えても、それがすでに作成された画像ファイル間の四則演算に還元されていれば、パーソナルコンピューターレベルでも容易に機能画像を作成できるようになる。一方、ARG 法では積分する時間範囲は理論的には任意であるが、実際には範囲により欲しいパラメーターへの依存度や精度などが変化する。このため最適な時間や妥協点を求めなければならないし、それは標的臓器によって異なるであろう。今回の検討では0~1分という早期のデータが最も血流量と高い相関係数を示し、血流変化に対する追従性も最も良好であったが、この時間範囲は画像化という意味では、十分な計数が得られず、統計的な問題をはらんでいる。従って、もう少し時間範囲を拓げるなどの妥協は必要であろう。また図1で遅い時間の積分で負の相関係数が得られたのは、理論式上 (あるいはモデル上) の問題で、指数の中の  $f/p$  において、分配係数  $p$  の影響が大きくなってきたためと考えられる。

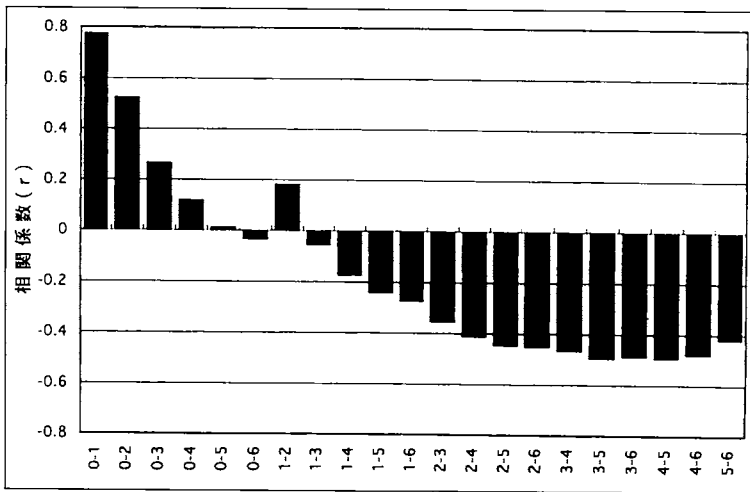
## 【結論】

心筋血流 ARG 法では早期 (0~1分) の時間積分を用いることにより、最小二乗法で推定した心筋血流量と最も高い相関係数が得られ、かつ血流変化に対する追従性も最良であった。しかし、画像を作成するためには積分時間範囲を多少拓げるなどの妥協が必要と思われた。

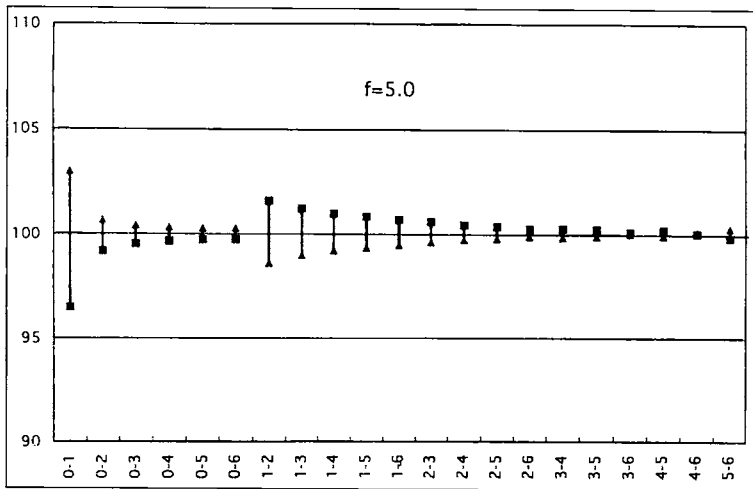
\*\* 金沢循環器病院 放射線科  
\*\*\* 同 循環器科

$C_m(t)$  ; PET で実測される見掛け上の心筋時間-放射能曲線 (TAC)  
 $\alpha$  ; perfusable tissue fraction といわれ、部分容積効果や生存心筋組織の混合比率  
 などにより真の放射能が過小評価される割合  
 $C_m(t)$  ; 真の心筋 TAC  
 $f$  ; 局所心筋血流量  
 $LV(t)$  ; 動脈血入力関数 (左心室または左心房内腔に設けた ROI から得られる。)  
 $*$  ; 畳み込み積分演算  
 $P$  ; 水についての心筋組織・血液分配係数(0.91という固定値を用いた。)  
 $T1$  ; 積分開始時点  
 $T2$  ; 積分終了時点

▲ 表 1



▲ 図 1



▲ 図 2