101

FU(Fractional uptake)法の^{99m}Tc-ECD製剤への応用 第2報An application of FU method for ^{99m}Tc-ECD 2nd report

神戸大学医学部附属病院 中央放射線部 ○久保 和広

(K.Kubo)

小川 昭三

(S.Ogawa)

天野 貴美子

(K.Amano)

放射線医学教室 山崎 克人

(K.Yamasaki)

松井 美詠子

(M.Matsui)

【目的】

Tc-ECD製剤によるFU法の手技の簡略化, 精度の向上を計るため脳カウントの測定にSPECTデータを採用する。

【原理】

動脈血1mlあたりの放射エネルギーをCa(t)とし, 脳組織1mlあたりの局所脳血流量をFとすると, 静中後早期Tminにおける脳組織1mlあたりの放射エネルギーCb(t)は

$$Cb(T) = F \times \int_0^T Ca(t) dt \text{ (Bq/ml)} \quad \text{①}$$

またFU法では肺の洗い出しカウントL(peak)-L(t)を全身に送り出されたRIカウントとしている。よって

$$L(\text{peak}) - L(t) = CO \times \int_0^t Ca(t) dt \quad \text{②}$$

となる。

①②式より

$$F = \frac{Cb(T) \times CO}{L(\text{peak}) - L(t)} \text{ (min}^{-1}\text{)} \quad \text{③}$$

となる。

実際の測定系ではFは次式により求まる。

$$F = \frac{Cb(\text{SPECT}) \times CCF \times CO}{L(\text{peak}) - L(t)} \text{ (min}^{-1}\text{)} \quad \text{④}$$

CCF: planar countsとSPECT countsのクロスキャリブレーションファクタ

・式を脳組織100gあたりの脳局所血流量r-CBFにすると

$$r\text{-CBF} = \frac{Cb(\text{SPECT}) \times CCF \times CO \times 100}{(L(\text{peak}) - L(t)) \times 1.04 \times \text{netE}} \text{ (ml/min/脳100g)}$$

netE: net extraction ≈ 0.43

となる。

今回はこの式を用いてr-CBFを算出する。

【使用機器】

ガンマカメラ : 島津 SNC500R(LEGPコリメータ装着)

データ処理装置: シンチバック 7000

Power Macintosh 9500/200

ファントム : IB10ファントム

【方法】

1. SPECTカウントとplanarカウントとのCCF値を算出するためファントム実験する。

2. SPECTより求めたBrainカウントを用いて r-CBFを算出する。

3. 従来のFU法によるr-CBFと本法によるr-CBFについて比較検討する。

【結果】

1. CCF値の算出結果をtable1に示す。

2. 対象症例の各領域毎のr-CBFの平均を図.1に示す。(対象症例11例のうちECD

注入時のボーラス性不良のためCBF値が極端に大きくなった2例を除外した。)

吸収補正の有無で有意差はなかった。これはCCFを算出する際にも吸収補正がかけられている。この値で割ることになるため吸収補正が反映されにくいと思われる。

3. 本法と旧FU法による各領域毎のr-CBFの平均を図.2に示す。

【臨床例】

臨床例を図.3に示す。梗塞部位に応じて、r-CBFの低下がみられた。

【考察】

1. brain SPECTカウントを入力量に採用することにより, brain planar

像の撮像の必要性が無く, 手技的に簡便となり精度の向上が見られた。

2. 本法では, 吸収補正が反映されにくい。

3. 注入時のボーラス性が重要となり, インジェクターの導入が必要。

4. 他の定量法との比較が今後必要。

5. netEの検討が今後必要。

CCF (table1)

	CCF				mean
吸収補正+	0.00528	0.00523	0.00501	0.00552	0.00526
吸収補正-	0.02359	0.02340	0.02230	0.02454	0.02344

(min -1・ml -1)

症例

fig.3