速 報

腎動態シンチグラフィにおけるComputed Tomography
(CT)画像を用いた自動解析法の開発池末竜治・川田秀道・河村誠治・三浦久夫
宮川照生・石橋正敏¹⁾・早淵尚文¹⁾

久留米大学病院画像診断センター

1) 久留米大学放射線医学教室

論文受付
2007年11月2日論文受理
2007年11月8日Code Nos. 332
533

緒 言

腎動態シンチグラフィは放射性医薬品^{99m}Tc-diethylene triamine pentaacetic acid(^{99m}Tc-DTPA)を使用し、画像の収集は^{99m}Tc-DTPA注入直後からダイナミック収集が行われる。収集データを用いて関心領域(region of interest: ROI)を設定するために必要な加算画像を表示し、左右の腎臓ROIおよびバックグラウンドROIをマニュアルで描き、時間放射能曲線を作成する検査である¹⁾。また、この時間放射能曲線における120秒から180秒の積算カウントを用いて、糸球体ろ過率(glomerular filtration rate: GFR)が定量化される²⁾。

腎動態シンチグラフィ解析を行う場合には、左右の腎臓およびバックグラウンド部分のROI設定は、オペ

レータがマニュアルで行うのが一般的である。しかし、得られた加算画像における腎臓およびバックグラウンド部分に対するROI設定は、^{99m}Tc-DTPAの注入速度、被検者の体格、また腎機能低下等の因子により困難な場合があり³⁾、オペレータ間で異なる設定を行うことが推測される。

そこで今回われわれは、腎動態シンチグラフィの解析を行う場合に、被検者の造影CT(computed tomography)画像を使用して左右の腎臓形状を抽出し、これを加算画像上の最も適合する腎臓位置にROIとして設定し、オペレータ間のROI設定の影響を排除した自動解析コンピュータアルゴリズムの開発を試みたので報告する。

Development of Automatic Analysis for Dynamic Renal Function Study Using Computed Tomographic(CT) Images

Ryuuji Ikematsu, Hidemichi Kawata, Seiji Kawamura, Hisao Miura, Teruo Miyagawa, Masatoshi Ishibashi,¹⁾ and Naofumi Hayabuchi¹⁾

Center for Diagnostic Imaging, Kurume University Hospital

1) Department of Radiology, Kurume University School of Medicine

Received Nov. 2, 2007; Revision accepted Nov. 8, 2007; Code Nos. 332, 533

Summary

Determination of the region of interest(ROI) for dynamic renal function has been highly discordant among operators because of the dependence on factors such as the rate of injection of radioactive medicines, constitution, and renal function. To simplify this problem, we developed a computer algorithm that provides automatic analysis for both localization of the kidney and automatic determination of ROIs using computed tomographic(CT) images. The bilateral kidneys were extracted from enhanced CT images, and the CT pixel size was adjusted to dynamic renal function images. The template-matching technique was used for these images, and the kidney renal location was analyzed on additional functional images constructed by dynamic renal function images. As a result, we were able to obtain time-activity curves of both renal function and quantified glomerular filtration rate(GFR). In conclusion, the computer algorithm we developed was considered to provide reliable results, apart from the variability among operators, because of its good reproducibility.

Key words: dynamic renal function, computed tomography (CT), template matching, time-activity curve, ^{99m}Tc-DTPA

別刷資料請求先: 〒830-0011 福岡県久留米市旭町67
久留米大学病院 核医学PETセンター 池末竜治 宛

Fig. 1 Overall schema of automatic analysis for calculating the time activity of dynamic renal function images by means of the template-matching algorithm.

1. 材料および方法

1-1 撮像機器および条件

CT装置は、GE横河メディカルシステム株式会社製 HiSpeed NX/i, single photon emission CT (SPECT) 装置は、株式会社東芝メディカルシステムズ製 E.CAM を使用した。

CTの撮像条件は、管電圧120kV、管電流230mA、撮影時間0.8sec、スライス厚 7mm、スライス間隔 10mm、マトリクスサイズ512×512および画像再構成直径330mm (0.64mm/pixel) とした。また、富士製薬工業株式会社製造造影剤Oypalomin 300を100ml使用し造影CTを行った。

画像収集条件は、 ^{99m}Tc -DTPAを555MBq投与後、60秒までは1秒/フレームとし、その後20分までは15秒/フレームとし、被検者の背面よりlow energy high resolutionコリメータを使用し1方向のみのダイナミック収集を行った。また、マトリクスサイズは、64×64、撮像領域498mm (7.78mm/pixel) とした。

1-2 解析アルゴリズム

今回開発した解析アルゴリズムをFig. 1に示す。

なお、一連の解析過程において使用するdigital imaging and communication in medicine (DICOM) 画像の取得においては、画像より被検者に関する情報を含むヘッダー部すべてを削除したものを使用した。また、本研究では、年齢58歳男性、左腎臓の機能低下を示した通常検査症例を使用して処理実験を行った。

CTの画像処理においては、造影された腎臓部分の横断面画像から、判別分析法⁴⁾による2値化のための閾値を決定後、2値化処理を行った。このとき対象とな

る腎臓探索範囲内において、偽陽性候補を面積の大小で削除し、各横断面像における左右の腎臓を抽出し、それ以外の領域のピクセル値を0とした。

次に、CT画像の等方ボクセル化処理後、抽出した腎臓のCT横断面像に対し背面から見た冠状断画像を作成し、更に最大値投影画像⁴⁾ (maximum intensity projection: MIP) を作成した。

このMIP画像に対し2値化処理を行い、左右腎臓の形状を抽出した腎テンプレート画像 (2値画像) を取得した。

次に、腎動態シンチグラフィのピクセル寸法に合わせるために、腎テンプレート画像のピクセル寸法補正を行った (Fig. 2)。

このピクセル寸法を補正した腎テンプレート画像を腎動態シンチグラフィ上に配置した場合に、腎テンプレート画像内の左右腎臓ROIの積算カウントが最大になる腎動態シンチグラフィ上の位置 (マッチング点) を探索した (Fig. 3)。

次に、マッチング点に腎テンプレート画像を配置し、画像上の左右腎臓に対して膨張処理を3回行い、得られた画像から元の腎テンプレート画像を減算し、更に得られた画像に対し収縮処理を一回行った。これをバックグラウンド画像 (周囲型) とした。また、腎テンプレート画像上の左右腎臓部の重心位置を中心としてバックグラウンド領域の開始角度および終了角度を設定することで、任意の形状のバックグラウンドROIを作成した (Fig. 4)。

上記処理により腎テンプレート画像上の左右腎臓におけるROIの積算カウントおよびバックグラウンド部分のROIを時間ごとに計算し、時間放射能曲線を作成

Fig. 2 Processing flowchart for obtaining the renal template viewed from the back. The image resolution of enhanced CT images was changed from 0.64 mm/pixel to 7.78 mm/pixel in order to adjust the renal function images.

Fig. 3 Template-matching procedure for the renal template using enhanced CT images and an additional image constructed as the functional phase using dynamic renal function images.

Fig. 4 Determination of background ROI procedures. Various background ROI types could be obtained by setting the arbitrary start and end angle to renal gravity in this procedure.

Fig. 5 Results of time-activity curve obtained by four operators. The greatest difference among operators was less than 300 seconds.

Fig. 6 Results of the time-activity curve obtained by the manual method. These were analyzed and averaged by four operators and a computer-proposed algorithm for analyzing renal function in this study.

した。

1-3 マニュアル解析における時間放射能曲線

SPECT装置によって表示された加算画像に対して4人のオペレータ：診療放射線技師(核医学経験年数20年, 5年, 3年, 2年)が左右腎臓部およびバックグラウンド部分にROIを設定し腎動態シンチグラフィ解析を行い, 得られた結果と本解析アルゴリズムによる結果とを比較検討した。

2. 結果

2-1 マニュアル解析による時間放射能曲線

各オペレータにより作成された時間放射能曲線をFig. 5に示す。収集時間300秒以下において, 時間放射能曲線はオペレータ間で大きな違いがみられた。また, 本結果から得られた左腎臓のGFRの平均±標準偏差は, $9.4 \pm 6.4 \text{ ml/min}$ であった。

2-2 本解析アルゴリズムによる時間放射能曲線

マニュアル解析にて時間放射能曲線を作成した被検者に対して, 本解析アルゴリズムを適用した時間放射能曲線および4人のオペレータによる平均の時間放射能曲線をFig. 6に示す。本解析アルゴリズムによる結果から得られた左腎臓のGFRは 5.0 ml/min であった。

3. 考察

本研究で対象とした被検者の腎動態シンチグラフィを解析した4人のオペレータの結果にばらつきが生じた(Fig. 5)。その原因は, 左腎臓の機能低下により加算画像上の腎臓が不明瞭であったために, 左腎臓部お

よびバックグラウンド部分のROI設定が困難だったためと考えられる。

このようなことは, 腎動態シンチグラフィを行う必要のある被検者には多くみられ, 検査の再現性向上を目的とした場合には, 統一したROIの設定が必要不可欠であると考えられる。

本解析アルゴリズムは, 腎機能が低下し, ROI設定が困難と考えられる症例においても, 他モダリティである造影CT画像を使用することによって, 腎臓の形状を正確に抽出し, 腎動態シンチグラフィ上の腎臓位置にROIを自動設定することによって, 再現性が良好な安定した解析結果を提供することが可能と考えられる。

本解析アルゴリズムは上記のような利点を有し臨床上有用と考えられるが, 加算画像作成において, 腎動態シンチグラフィの血流相では, 腎臓よりも肺, 肝臓あるいは脾臓における集積が高く, これらの位置を誤って腎臓とみなす場合があると考えられる。このような解析ミスを防ぐためには, 血流相以外で, 最も適したダイナミック収集の各相から加算画像を作成し使用する必要があると考えられる。

各オペレータが作成した時間放射能曲線より得られたGFRの平均±標準偏差の1標準偏差内に本手法により得られたGFRは含まれていた。今回の報告だけでは本解析アルゴリズムによる計算結果の妥当性を論じることができないが, 更に対象となる被検者数を増やし, 安定した再現性により他の臨床データと解析結果を検証できれば, 今後定量的な解析手法としての可能性が示唆される。

今回, 腎テンプレート画像として, 造影CTを使用

したが、被検者によっては腎機能低下のため造影CTを行うことが困難な場合もあり、また、CTスキャン時には呼吸停止を行っているため、左右腎臓の位置が自由呼吸下の腎動態シンチグラフィにて取得した腎臓の位置と異なることが推測される。しかし、ROI設定のための腎テンプレート画像を作成できる画像であれば、特別なモダリティを選択する必要はなく本解析アルゴリズムの目的は容易に達成できるため、単純CT画像やMRI画像等の適応について今後検討する必要があると考えられる。

4. 結 語

腎動態シンチグラフィにおける加算画像を用いたROI設定に、造影CT画像から抽出した腎テンプレート画像を使用し、時間放射能曲線の作成およびGFRを計算した。

従来のオペレータによるマニュアル解析の結果には変動が生じる場合もあるが、今回開発した解析アルゴリズムにおいてはこのようなオペレータ間の変動を排除し、再現性が良好な安定した解析結果を提供することが可能と考えられた。

参考文献

- 1) 玉木長良, 伊藤和夫, 油野民雄: 第1章 4 核医学検査法. 臨床腎臓核医学. pp.31-38, メディカルレビュー社, (1997).
- 2) 診断用核医学装置GCAソフトウェア取扱説明書臨床編II. pp.11-12, 東芝メディカル, (2001).
- 3) 石橋正敏: Tc-99m DTPAによる核医学的腎動態機能検査に関する研究. 久留米医学会雑誌, 50(1) 別冊, 43-63, (1987).
- 4) 石田隆行, 大倉保彦, 青山正人, 他: 4章 2 2 値画像処理, 5章 4 MIP. C言語で学ぶ医用画像処理. pp.89-96, 161-165, Ohmsha, (2006).

図表の説明

- Fig. 1 テンプレートマッチングアルゴリズムによる腎動態機能画像の時間放射能を計算するための自動解析法の概要
- Fig. 2 背面から見た腎テンプレートを得るためのフローチャート
画像解像度は0.64mm/pixelから腎機能画像のそれと合わせるために7.78mm/pixelへと変化した。
- Fig. 3 造影CT画像を使用した腎テンプレートと腎動態機能画像の機能相として加算した画像間のテンプレートマッチング処理を示した。
- Fig. 4 バックグラウンド作成処理
さまざまなバックグラウンドタイプは、腎臓の重心に対する任意の開始および終了角度を設定することによって得ることが可能である。
- Fig. 5 4人のオペレータにより得られた時間放射能曲線の結果
収集時間300秒以下において、オペレータ間に大きな違いがみられた。
- Fig. 6 今回の研究において腎機能解析のためのアルゴリズムとして提案したコンピュータによる手法と4人のオペレータにより解析し平均した手動による方法で得られた時間放射能曲線を示した。