三二講座

DSA血管系のCAD

大阪大学医学部保健学科 原内 一

はじめに

血管造影はアナログ画像において定性診断対象であった。しかし、DSA (digital subtraction angiography) の出現によりデジタル化され、定量診断への道も開けた。さらに、IVR (interventional radiology) などへの展開から、DSAは画質・機能性・操作性が画期的に向上し、さらには被検者への薬理学的影響の低減、侵襲性軽減が望めるようになり、CAD (computer-aided diagnosis) に貢献できる環境になった。このDSA画像を用いた血管系のCADを、椎骨脳底動脈の血流測定といった機能情報の抽出、虚血性心疾患に対する狭窄度判定などの形態情報の抽出、三次元的位置の再構成 (広義の形態情報) とに大別し、さらに前処理の項を加えて体系的に説明する。

1. 前処理

情報を抽出するためにDSA画像では、バックグラウンドの影響を取り除くために当然であるがsubtractionを行う。このsubtractionの精度が抽出した情報に影響を与える。つまり、misregistration artifact, 患者のmotion artifact, 静脈の影響などの低減が必要となる。

1-1 misregistration artifactの低減

マスク画像の設定をやり直すre-masking処理や、マスク画像を直線移動・回転させるmanual pixel shift処理を用いることが一般的である。manual pixel shift処理は、被写体が二次元的に直線移動および回転した場合は有効であるが、三次元的に直線移動および回転した場合は局所的にしか効果がない。局所的なmisregistration artifactの低減には、Takahashi¹⁾らの手法がある。

1-2 motion artifactの低減

DSA装置の時間分解能が低い場合では、被写体の三次元空間における直線的な、あるいは回転した動きは、そのベクトル場を推定することで画像処理する。現フレームの動き量を一つ前のフレームを用いて追跡

型推定すると、推定誤りが以降のフレームに伝搬する可能性があるため、Zheng²⁾らによる複数フレームを時空間三次元ブロックとして解析する手法がある。また、最近の時間分解能が高いDSA装置では、被写体の三次元的動きはmotion artifactではなくmisregistration artifactとして影響するため、manual pixel shift処理を発展させた不均等移動補正registration法が西本³⁾らによって考案された。高周波成分のみを取り出した像を、複数の関心領域に分割し、その関心領域ごとに局所的な動きを求めregistrationを行い、画像全体のmisregistration artifactを低減できる。

1-3 静脈の影響の低減

視覚的に形態観察を行うならば、コントラスト分解能が高いDSA画像は静脈の影響は問題ではない。しかし、血流や血管径の測定において、任意の点でtime density curveや血管像のprofile curveを求めるには静脈の影響によるbackgroundのdensity上昇は空間的にも、経時的にも留意する必要がある⁴⁾。通常、血管の近傍に関心領域を設定し、血管像からbackground densityを差し引く。

2. 血管系の機能情報の抽出

診断支援という観点から、血管系の機能情報である血流測定は直接測定を行うことで動脈径の数学モデルを構築し血流量を推定する方法⁵⁾や、超音波、X線CT、MRI、SPECTなど種々のモダリティで血流量測定は普及している。当然DSA装置においても血流動態解析、血流速、あるいは血流量の測定が試みられている。従来のcut filmの連続撮影に比べて格段に時間分解能が高く、IVRによりカテーテルの留置や造影剤注入圧の影響を受けず、非イオン性造影剤の出現により血管系の薬理学的影響も低減でき、より生理的に近い血流速測定が可能となった。

2-1 血流動態解析

熊代⁶⁾らは、血流をPoiseuilleの定常流と仮定し、複

数の関心領域で単位体積当たりのTDC (time density curve; 任意の関心領域のdensityの変化を経過時間ごとにプロットした曲線)を作成し、それぞれに対してガンマ関数近似を行ったあと微分曲線を求め、その極大値、極小値を用いて評価関数により各関心領域での血流動態を比較した。頭頸部のように左右対の血管の血行動態を、血管径の大きさに由来しない単位体積当たりのTDCを用いることにより解析・比較できるようにした。

2-2 TDCを用いた血流速解析

血管像上の任意の2点を関心領域とし、それぞれのTDCを作成し、ガンマ関数近似を行ったあと微分曲線を求め、その変極点間の時間差を関心領域間の距離で割り、局所的な血流速を算出する⁷⁾(Fig. 1)。さらに、この血流速に血管径(測定方法は後述)から求めた血管断面積を掛け合わせて血流量を求める。しかし、正確な拡大率が得られないときは、血流速は拡大率倍、血流量は拡大率の3乗倍で算出され、それぞれ相対血流速、相対血流量となる。

これに対して、矢野⁸⁾らによって任意の関心領域1点のみで、平均通過時間と血管容積から平均血流量を算出する報告がなされている。また、杉本⁹⁾らは血管像を複数のブロックに分割し、隣接したブロックへの造影剤の流入出を多方向のベクトルとして解析し、合成することによって血流速度ベクトルとして求めている。

2-3 DDCを用いた血流速解析

Hoffmann¹⁰⁾らにより考案された拍動による血行動態の変化を問題としない血流解析手法である。まず、任意の血管像にtracking(血管像の走行状態の把握、方法は後述)を行った後、その血管像上に複数の関心領域を等間隔に設定する。この関心領域から任意の時間のDDC0(distance density curve; その時間における複数の関心領域のdensityを、始点からの距離ごとにプロ

Fig.1 TDC-methods.

ットした曲線)と、任意の時間を経過させた後のDDCtとを作成する。DDC0はt秒後には、DDCtと形状を変えながら移動したことになる。ここでDDC0が形状を変化させずに移動した場合を想定した移動距離を、DDC0とDDCtのdensityの差がRMS (root mean square) が最小になることで算出する。この移動距離を経過時間tで割り、血流速を求める(Fig.2)。この方法ではDDCが任意の時間だけの影響を受けるので、血流が定常流であることを仮定する必要がない。しかし、この方法においても拡大率の測定が血流速、血流量の精度に影響する。

2-4 誤差の要因

- (1)理論上で血流をPoiseuilleの定常流と仮定することが多く、対象血管によっては拍動の影響を受けることがある。
- (2)misregistration artifact.
- (3)造影剤等の影響によるmotion artifact.
- (4)静脈の影響。
- (5)時間分解能の影響。
- (6)density情報を抽出する関心領域の大きさ・形状による対象血管像外のdensity情報の影響。
- (7)trackingの精度による関心領域の設定位置不良の影響。
- (8)血管径の測定精度の影響。
- (9)拡大率測定精度の影響。
- (10)基本的に完全自動化が基本であるが、手作業を残す場合も現状では多く、関心領域の設定などではオペレータの習熟度が影響する。

3. 形態情報の抽出

DSA装置における形態情報の抽出は、機能情報の抽出精度に大きく影響する。形態情報の抽出はtracking, 血管径の測定, 狭窄度判定に分けられる。

3-1 tracking

Hoffmann¹¹⁾らのtracking手法を紹介する。血管の走行状態を把握したい血管像上に任意の始点、終点を設定する。そして、始点を中心として一辺が血管径より

Fig.2 DDC-methods.

やや大きめの正方形の関心領域を設定する。この関心領域の境界上のdensity情報の最大値から、次の関心領域の中心を設定する。

その時に、一つ前の関心領域内のdensity情報の最大値をもつピークのdensity情報は0にリセットしておく。この行程を繰り返すことにより、関心領域が常に血管像のセンタライン上を始点から終点に向かって移動していくことになる。

3-2 血管径の測定

任意の直径の血管ファントムのX線パターンとline spread functionより、DSA装置で撮影されたと仮定する径の異なる血管像プロファイルカーブを数種類作成し(Fig.3)、実際のDSA装置で得られた血管像の走行方向に対して垂直な血管像プロファイルカーブと、それぞれセンタライン上で照合し、そのX線強度差でRMSを求める。実際の血管像プロファイルカーブとの差のRMSが最小値を示す仮想血管像プロファイルカーブの径を血管径とする方法がFujita¹²⁾らによって報告されている。

その他、簡易法としてcatherter calibration 法がある。

3-3 狭窄度判定

自動的に血管辺縁を抽出し、血管走行に垂直な方向のその距離を血管径として求める。前後の血管径の変化の勾配より、その位置の正常血管径を予測し管径狭窄度を定量化する¹³⁾。また、造影剤の濃度情報を基に輝度の変化の勾配により断面積狭窄度を定量化するが、backgroundの影響や血管の分岐・重複の影響を受けやすく、正確な測定が困難である。

Fig.3 Illustration of the effect of unsharpness of a DSA imaging system on the vessel image profile.

4. 三次元的位置の再構成—広義の形態情報—

血管の三次元的位置の再構成の処理の流れは基本的には4段階ある。

- (1)血管中心線抽出。
- (2)血管連結判定：血流方向，血管径，血管像強度などにより分岐，交差，合流，重畳，保留などを判定する。
- (3)三次元的対応付け：解剖学的知識に加えて，血管の長さ，走行方向，径，曲率，終点位置などを利用し，正面-側面の血管の対応付けを行う。
- (4)三次元再構成：逆投影法を利用して三次元的な位置情報を抽出する¹⁴⁾。

4-1 複数X線入射の交差角度の測定

通常，血管走行を三次元的に再構成する場合，平行ではない2方向以上のX線入射による複数の画像を用いて逆投影法を用い解析することが多い。その場合，血管に対して入射する複数のX線の中心の交差する角度は正確さが再構成の精度に影響する。そこで，撮影された像から複数のX線の中心の交差角度を測定する必要がある。Metz-Fencilの理論¹⁵⁾を用いれば，8点以上の任意の点の2枚の画像への投影像から，二つのX線入射ベクトルの変化を座標系内の回転と平行移動として行列によって表現し，交差角度を求めることができる(Fig.4)。

4-2 1方向X線入射による三次元的位置の再構成

血管走行ではなく，既知の形態のもの(たとえば，ペースメーカーの電極)などの一方向X線入射による被写体内での三次元的位置を知り得る方法はEsthappan¹⁶⁾らによって報告されている。前述のMetz-Fencilの理論を応用したもので，X線中心の交差角度

Fig.4 Schematic example of image and object coordinate system for biplane projection views (Metz-Fencil theory).

の代わりに既知の形態のものが、X線中心よりどれだけ離れ、どれだけ回転しているかを知る方法である。また、血管走行の一方X線入射による三次元的位置の再構成に関しては、X線像の幾何学的情報に加えて、造影剤の希釈情報を血管像から解析したものを利用して血管の拡大率を算出する方法がHarauchi¹⁷⁾らによって報告されている。

4-3 tree model

血管走行の分岐モデルを再構成する場合、逆投影法では投影像の重複などにより多方向X線入射が必要となる。さらに精度を向上させるためにcomputer graphicsの理論¹⁸⁾を応用し、本幹からのびる側枝状の血管を再構成するには、親枝から追跡し、側枝を枝セグメン

トとして小さく分割し、セグメントののびる方向を座標軸としたローカル座標系を構築する。

5. まとめ

DSA血管系のCADにおいて定量的な形態情報と機能情報の精度は相互に影響しあう関係にあり、機能情報のみ、形態情報のみ精度が向上するわけでもない。それは、理論もさることながらDSA装置の性能の進歩に寄与するところも大きい。また、US、CTA、MRA、SPECTなど新しいモダリティの出現により、DSA血管系のCADは精度を問われる時代にきている。その必要性もふくめて、他のモダリティとの比較検討が課題である。

参考文献

- 1) Takahashi M, Shinzato J, Korogi Y, et al.: Automatic reregistration for correction of localized misregistration artifact in digital subtraction angiography of the head and neck. *Acta Radiol Suppl Stockh*, 4, 281-284, (1986).
- 2) Zheng W, Shishikui Y, Tanaka Y, et al.: Spatiotemporal block matching for dense motion vector field estimation. *信学論 (D-2)*, 8, 1736-1743, (1998).
- 3) 西本康宏, 田中雅人, 福島哲也, 他: DSA画像における不均等移動補正法を用いたregistration法の開発. *日放技学誌*, 53(12), 1795-1801, (1997).
- 4) 小林敬典, 香川雅昭, 安江 博, 他: DSAによる頭頸部領域の血行動態解析法—データ収集時の誤差要因—. *日放技学誌*, 44(10), 1510-1515, (1988).
- 5) 平山博史, 安田寿一: 動脈系の数学モデル. *循環器科*, 23, 551-556, (1988).
- 6) 熊代正行, 荒木 攻, 林田芳忠, 他: DSAの応用による頸部動脈の血流動態の検討. *日放技学誌*, 41(2), 335-339, (1985).
- 7) 高安幸生, 小竹正昌, 新谷明久, 他: DSAによる門脈血流計測. *映像情報*, 18(19), 913-919, (1986).
- 8) 矢野今朝人, 春日敏夫, 丸山二三男: DSAによる相対的な血流量測定法の開発. *日放技学誌*, 43(6), 679-689, (1987).
- 9) 杉本直三, 宇山親雄: X線映画血管造影像を用いた生体内血流速度分布の推定. *JJME*, 32(4), 238-245, (1994).
- 10) Hoffmann KR, Doi K, and Fencil LE: Determination of instantaneous and average blood flow rates from digital angiograms of vessel phantoms using distance-density curves. *Invest Radiol*, 26, 207-212, (1991).
- 11) Hoffmann KR, Doi K, Chen S, et al.: Automated tracking and computer reproduction of vessels in DSA images. *Invest Radiol*, 25, 1069-1075, (1990).
- 12) Fujita H, Doi K, and Fencil LE: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 2. Computerized determination of vessel sizes in digital subtraction angiography. *Med Phys*, 14(4), 549-559, (1987).
- 13) 梅田和広: 虚血性心疾患の画像診断. *日放技学誌*, 53(6), 716-719, (1997).
- 14) 藤井 進, 関 陽, 塚本康夫, 他: 脳血管造影像に対するインテリジェント 3次元再構成システム. *JJME*, 31(4), 331-338, (1993).
- 15) Metz CE and Fencil LE: Determination of three-dimensional structure in biplane radiography without prior knowledge of the relationship between the two views: Theory. *Med Phys*, 16(1), 45-51, (1989).
- 16) Esthappan JE, Harauchi H, and Hoffmann KR: Evaluation of imaging geometries calculated from biplane images. 25(6), 965-975, (1987).
- 17) Harauchi H, Goto H, and Tanaka M: Calculation of three-dimensional position of region of interest using an image of contrast media using one-directional X-ray exposure. *Jpn J Radiol Technol*, 12(2), 291-301, (1994).
- 18) 坂口竜己, 大谷 淳, 中津良平: 実写映像に基づいた3次元樹木モデルの生成. *信学論 (D-2)*, 9, 1469-1477, (1999).