

平成 22 年 4 月 8 日現在

研究種目：基盤研究（C）
 研究期間：2007～2008
 課題番号：19591442
 研究課題名（和文） 医療施設間格差是正を可能とする固定 X 線管方式の低コスト立体 D S A の開発
 研究課題名（英文） Development of low-cost stereographic DSA by used one-directional X-ray for improvement of difference between medical facilities
 研究代表者
 原内 一（HARAUCHI HAJIME）
 川崎医療短期大学・放射線技術科・准教授
 研究者番号：20243256

研究成果の概要（和文）：我々はヨード系造影剤を用いた血管 DSA 像に限り、1 方向の X 線入射のみを用いて血管走行の 3 次元解析を可能とした。不足する幾何学的情報を、造影剤の希釈情報と時間情報を用いて補い、三次元血管走行を再構成する手法である。また、被写体内での X 線の線質硬化の影響を補正するために、X 線の実効エネルギー線減弱係数を逐次校正する繰り返し計算法を採用し、再構成の精度は非常に高くなった。

研究成果の概要（英文）：We made a three-dimensional analysis of the blood vessel stream possible using only one-directional X-ray entrance for only blood vessel DSA images using iodine contrast agents. This method reforms the three-dimensional blood vessel stream by enhancing insufficient geometric information due to a one-direction X-ray entrance with contrast agent dilution and time data, analyzing the three-dimensional position of the blood vessel in the area of interest. To improve the accuracy of reformation, this method which reaches the true value by repeating sequential correction calculations, was adopted with the purpose of correcting the influence of X-ray consolidation in the objects. This resulted in extremely high accuracy of the reformation of the three-dimensional blood vessel stream.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2007 年度	2,802,477 円	840,000 円	3,642,477 円
2008 年度	700,000 円	210,000 円	910,000 円
年度			
年度			
年度			
総計	3,502,477 円	1,050,000 円	4,552,477 円

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：内科系臨床医学・放射線科学

キーワード：1 方向 X 線入射解析、三次元再構成、立体 D S A、回転 D S A

1. 研究開始当初の背景

医療の世界では、核磁気共鳴や超音波を用いる方法もあるが、X線を用いて人体内部の構造を把握する方法が従来一般的な方法である。X線を用いた人体内部の3次元構造を明らかにする方法としては、正面一側面あるいはステレオ撮影などの単純2方向撮影、断層撮影、CT、回転DSAなどがある。人体内の既知の形態の構造物に関してはホフマンらによる1方向のX線入射のみを用いてどのような状態でその目的物体が存在するかを解析する手法があるが、未知の形態の構造の解析に関しては全ての方法が人体へのX線の多方向入射を必要としている。

2. 研究の目的

今回、我々はヨード系造影剤を用いた血管DSA像に限り、1方向のX線入射のみを用いて血管走行の3次元解析を可能とする。1方向のX線入射のために不足する幾何学的情報を、造影剤の希釈情報と時間情報を用いることにより補い、関心領域の血管の三次元空間での位置を解析する手法の開発である。

3. 研究の方法

(1) 三次元解析理論の開発

①[三次元的な位置]

本理論の目的は、1方向から撮影されたDSA像内に投影された任意の血管の、被写体内の三次元的な位置 ($X_{\text{real}}, Y_{\text{real}}, Z_{\text{real}}$) を求めることである。DSA像内に投影された血管の X_{DSA} 座標と Y_{DSA} 座標を、その血管の存在する空間内の Z_{real} 座標から求めた拡大率 K を用いてX線束の中心にシフトすることで、その血管の存在する空間内の X_{real} 座標と Y_{real} 座標を求めることができる。つまり、任意の血管の空間内での Z_{real} 座標を、1方向のX線入射のみを用いて撮影されたDSA像から解析することで、三次元的な位置を求めることが可能となる。このとき Z_{real} 座標は、目的の血管とDSAの受像面との距離である。なお、このとき画像上の中心に、X線中心が垂直に入射していることを確認する。

$$X_{\text{real}} = X_{\text{DSA}} / K \quad (K: \text{拡大率}) \quad - 1$$

$$Y_{\text{real}} = Y_{\text{DSA}} / K \quad (K: \text{拡大率}) \quad - 2$$

$$K = \text{SID} / (\text{SID} - Z_{\text{real}}) \quad (\text{SID}: \text{Source Image Distance}) \quad - 3$$

②[造影剤中のヨードの総量は注入前後で不変]

人体内に存在する未知の走行のヨード系造影剤が満たされた血管が、1方向のX線入射でDSAを撮影した状態のとき、血管の断面は円であり、注入した造影剤はすべてDSA画像上に投影されており、造影剤の流入部は画像領域内に存在し、血管内に注入した造影剤の画像領域外へ流出はないものと仮定する。DSAに投影された血管像のX線強度プロファイルカーブのピーク E は、背景の影響を受けず、血管径 d と造影剤のヨード含有率 C と撮影電圧での実効エネルギーの線減弱係数 μ によって決まる。

$$E = \mu \cdot C \cdot d \quad - 4$$

また、血管内に注入された造影剤のヨード含有率 C は、血管内で血液によって希釈されるため未知のヨード含有率となっている。しかし、注入前の既知のヨード含有率 C_0 である造影剤中に存在するヨードの総量と、血管注入後に希釈され未知のヨード含有率 C になった造影剤中に存在するヨードの総量は等しい。このとき、注入前の造影剤の既知の体積を V_0 、注入後の希釈された造影剤の未知の体積を V とする。

$$C_0 \cdot V_0 = C \cdot V \quad - 5$$

注入後の希釈された造影剤の未知の体積 V は、血管径 d 、DSA画像上の投影血管径 D 、血管長 l 、DSA画像上の投影血管長 L とすると、

$$V = \pi \cdot (d/2)^2 \cdot l = \pi \cdot (D/2K)^2 \cdot (L/K) \quad - 6$$

$$K = D/d = D / (E / \mu \cdot C) \quad - 7$$

式(5)、(6)、(7)から

$$C = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{\pi \cdot E^3 \cdot L}{C_0 \cdot V_0 \cdot \mu^3 \cdot D}} \quad - 8$$

式(8)から注入後の希釈された造影剤の未知のヨード含有率が求まる。しかし、この式は血管の本数が1本である場合を想定したものであるから、血管の本数を複数とした場合の式を式(9)に示す。

$$C = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{\pi}{C_0 \cdot V_0 \cdot \mu^3} \cdot \sum_{k=1}^n \frac{E_k^3 \cdot L_k}{D_k}} \quad - 9$$

次に拡大率Kを式(7)、(9)から求めると

$$K_k = \frac{D_k \cdot \sqrt{\frac{\pi}{C_0 \cdot V_0 \cdot \mu} \cdot \sum_{k=1}^n \frac{E_k^3 \cdot L_k}{D_k}}}{2 \cdot E_k} \quad - 10$$

そして、任意の血管の三次元的な位置の Z_{real} 座標は式(3)、(10)から

$$Z_{\text{real}_k} = SID - \frac{2 \cdot E_k \cdot SID}{D_k \cdot \sqrt{\frac{\pi}{C_0 \cdot V_0 \cdot \mu} \cdot \sum_{k=1}^n \frac{E_k^3 \cdot L_k}{D_k}}} \quad - 11$$

式(11)の右辺の各値はDSA画像上からすべて与えられるため、任意の血管の三次元的な位置の Z_{real} 座標は1方向のみのX線入射のみで求めることが可能となる。なお、血管径を求める方法としてはFujitaらによる方法が知られているが、我々はDSAに投影された血管像のX線強度プロファイルカーブのピークEの半値幅に $2/\sqrt{3}$ をかけることにより血管径を求めることにした。

③[時間情報]

この理論では、注入した造影剤はすべてDSA画像上に投影されており、血管内に注入した造影剤の画像領域外へ流出はないものと仮定した。しかし、臨床においてはDSAで血管造影をおこなうとき、血管内に注入した造影剤は画像領域外へ流出することがほとんどであり、注入した造影剤のすべてがDSA画像上に投影されていない。つまり、注入前の既知のヨード含有率 C_0 である造影剤中に存在するヨードの総量と、血管注入後に希釈され未知のヨード含有率 C になった造影剤中に存在するヨードの総量は等しくても、DSA画像上に希釈された造影剤の総量は同時に存在しない。そこで臨床応用のために、背景情報の消去だけでなく、DSAのもうひとつの利点である動画から時間情報を抽出し利用する。血管注入後に希釈され未知のヨード含有率 C になった造影剤の未知の体積 V を求めるため、流出した造影剤体積 V_{out} をDSA画面外への流出境界の血流量速度 f_{out} と造影剤の流出時間 t_{out} の積で求める。

$$\begin{aligned} V &= V_{\text{image}} + V_{\text{out}} \\ &= V_{\text{image}} + f_{\text{out}} \cdot t_{\text{out}} \end{aligned} \quad - 12$$

$$f_{\text{out}} \cdot t_{\text{out}} = \pi \cdot (d/2)^2 \cdot v_{\text{out}} \cdot t_{\text{out}} \quad - 13$$

このとき v_{out} は血流速である。また、画像上のみかけの血流速を v'_{out} とすると、式(9)は以下のようになる。

$$\begin{aligned} C &= \frac{1}{2} \sqrt{\frac{\pi}{C_0 \cdot V_0 \cdot \mu^3} \cdot A} \\ A &= \sum_{k=1}^n \frac{E_k^3 \cdot L_k}{D_k} + \sum_{l=1}^m \frac{E_l^3 \cdot v'_{\text{out}_l} \cdot t_{\text{out}_l}}{D_l} \end{aligned} \quad - 14$$

式(10)は以下のようになる。

$$K_k = \frac{D_k \cdot \sqrt{\frac{\pi}{C_0 \cdot V_0 \cdot \mu} \cdot A}}{2 \cdot E_k} \quad - 15$$

そして、式(11)は以下のようになる。

$$\begin{aligned} Z_{\text{real}_k} &= SID - \frac{2 \cdot E_k \cdot SID}{D_k \cdot \sqrt{\frac{\pi}{C_0 \cdot V_0 \cdot \mu} \cdot A}} \end{aligned} \quad - 16$$

式(16)の右辺の各値はDSA画像上からすべて与えられるため、画面外へ造影剤が流出しても、任意の血管の三次元的な位置の Z_{real} 座標は1方向のみのX線入射のみで求めることが可能となる。なお、このときDSA画像上から、みかけの血流速 v'_{out} を求める方法として、Hoffmannらの distance-density curve 法を用いる。

④[X線の血管への斜入]

この理論において、式(16)の右辺の各値を正確に計測することが3次元的位置の解析で重要なことである。中でも、投影された血管像のX線強度プロファイルカーブのピークEは3乗となっており、その精度への影響は大きい。しかし、測定上、EはX線の斜入の影響を受けやすく誤差を生じやすい。血管の断面と平行に入射するX線はEを変化させないが、血管断面に平行に入射していないX線はEを大きくしてしまう。X線の入射角度を決定する因子は2つある。まず、1つめの因子は俯瞰で見たときにX線中心からの放射状線束と血管走行の交差する角度 θ_1 である。2つめはの因子は血管を通過したX線のDSAの受像面に対して傾く角度 θ_2 である。そこで、2つの因子の影響を考慮して、DSA画像上の E_{DSA} から真の値である E_{real} を求める補正式を式(17)に示す。

$$E_{real} = E_{DSA} \cdot \sin \theta_1 \cdot \sin \theta_2 \quad -17$$

⑤[X線の線質硬化の補正のための繰り返し計算法]

本理論では、連続X線を単色X線として扱うことで、血管走行の再構成を可能としている。しかし、被写体内で連続X線は線質硬化を起こす。そのため、DSA像内の複数の測定点ごとに線減弱係数は異なる。しかし、再構成精度を向上させるためには、測定点ごとの線減弱係数を用い計算することが必要となる。そこで、まず関心領域全範囲を単一のヨードの実効エネルギー減弱係数を用いて、血管像の三次元再構成を行い、各測定点の位置情報の初期値 (x_0, y_0, z_0) を得る。次に、あらかじめ求めておいた水深(血管入射までのX線の被写体通過距離)ごとのヨードの実効エネルギー減弱係数の校正用テーブルを利用し、各測定点の z_0 ごとのヨードの実効エネルギー減弱係数を割り出し、この値を用いて三次元再構成の計算を再度行う。この三次元再構成の再計算を数回繰り返すことによって、計算結果を真の値に収束させ、再構成精度を向上させる。

(2)実験による確認

深さ10cmの水ファントム内に、チューブで作った模擬血管(血管径:2mm)を用意し、8bit, 1024×1024, 8インチで1方向X線入射の造影を行う。DSAの撮影条件は定電圧方式、管電圧80kV(付加フィルタ0.1mmCu+2mmAl)、管電流10mAで固定する。またヨード系造影剤はオムニパーク300を用い、定速度ポンプで水流を生み出した模擬血管内に、定速度ポンプで注入する。この水ファントムの上部から俯瞰で撮影したDSA画像を正面像とし、描出された血管走行を1cm間隔でオートトラッキングを行い、測定点を決定する。

そして、得られたDSA正面画像から本理論によって再構成した側面画像(0°, 30°, 60°, 90°, 120°, 150°, 180°, 210°, 240°, 270°, 300°, 330°)と、実際に撮影したDSA側面画像(0°, 30°, 60°, 90°, 120°, 150°, 180°, 210°, 240°, 270°, 300°, 330°)を比較する。精度に対する評価は、再構成した側面画像内の血管走行上の各計測点から実際に撮影したDSA側面画像内の血管走行に引いた垂線の長さ e_{ji} を“各測定点の誤差”と定義し、その“各測定点の誤差”の自乗の総和TEによって行う。

$$TE = \sum_{j=1}^{12} \sum_{i=1}^n e_{ji}^2 \quad -18$$

この総和TEが小さいほど、解析結果と撮影結果が近い値だということになる。

4. 研究成果

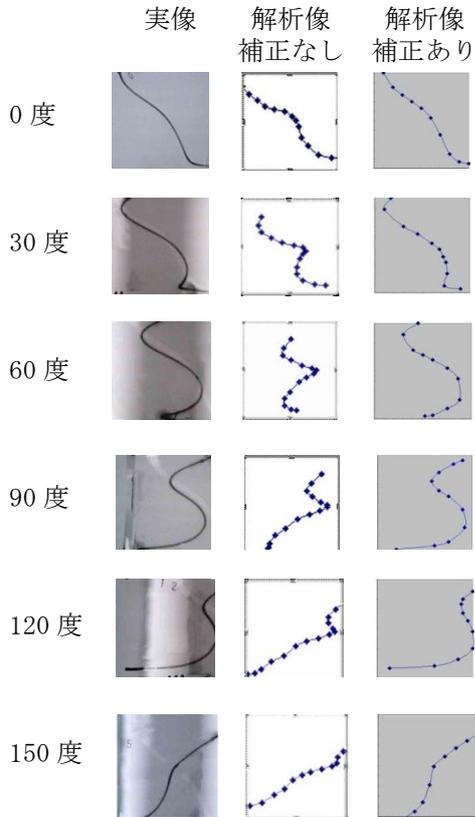


Fig. 1 解析像と実像の比較

本理論は1方向のX線入射のみで被写体内の血管の3次元的位置・走行を精度よく再構成できることが証明された。現在、本手法以外、1方向のX線入射によって3次元再構成する方法はなく、非常に画期的な方法であるといえる。本理論を臨床応用できれば、回転DSAや、ステレオ撮影装置など的高額な装置を必要とせず、検査回数や被曝量といった患者の肉体的負担の軽減が期待でき、施設間の医療格差の是正に貢献できると考える。

5. 主な発表論文等

なし

6. 研究組織

(1) 研究代表者:

原内 一 (HARAUCHI HAJIME)

川崎医療短期大学・放射線技術科・

准教授

研究者番号: 20243256

(2) 研究分担者

梶原 康正 (KAJIHARA YASUMASA)
川崎医療短期大学・放射線技術科・
教授

研究者番号 : 60030912

北山 彰 (KITAYAMA AKIRA)
川崎医療短期大学・放射線技術科・
准教授

研究者番号 : 50161500

荒尾 信一 (ARAO SHINICHI)
川崎医療短期大学・放射線技術科・
准教授

研究者番号 : 40212609

天野 貴司 (AMNO TAKASHI)
川崎医療短期大学・放射線技術科・
准教授

研究者番号 : 90249558

林 明子 (HAYASHI AKIKO)
川崎医療短期大学・放射線技術科・
講師

研究者番号 : 30300403