

脳血管内治療シミュレータの開発

深作和明^{i,ii)}, 山村直人ⁱ⁾, 姫野龍太郎ⁱ⁾, Cristian TEODOSIUⁱⁱⁱ⁾,
根來眞^{iv)}, 小西善史^{v)}, 奈良一成ⁱⁱ⁾, 塩川芳昭^{v)}

ⁱ⁾ 理化学研究所 生体力学シミュレーション特別研究ユニット
埼玉県和光市広沢 2-1
fukasaku@riken.jp
naoto@riken.jp
himeno@riken.jp

ⁱⁱ⁾ 碑文谷病院 脳神経外科
東京都目黒区南 2-9-7
megu-kyr@umin.ac.jp

ⁱⁱⁱ⁾ 理化学研究所 ものづくりV-CAD
埼玉県和光市広沢 2-1
teodosiu@riken.jp

^{iv)} 藤田保健衛生大学 脳神経外科
豊明市沓掛町田楽ケ窪 1-9-8
mnegoro@fujita-ju.ac.jp

^{v)} 杏林大学 脳神経外科
三鷹市新川 6-20-2
konishi-kyr@umin.ac.jp
shiokawa-kyr@umin.ac.jp

要旨 脳神経外科の立場から、脳血管系の血管内治療の手技の概略、特に脳血管内治療の優位点や問題点について述べ、血管内治療の安全性向上に対して、治療の事前シミュレーション（事前トレーニング）の必要性を言及した。また、現在開発中である脳動脈瘤の血管内治療トレーニングシステム（カテーテルシミュレータ）の一部分であるガイドワイヤーの誘導シミュレータについて紹介し、カテーテルシミュレータの更なる臨床応用における発展と問題点に関して述べた。

1. はじめに

脳血管内治療とは、カテーテルと呼ばれる細管を用い、その先端を目標点に到達させ、治療行為を行う治療手技である。多くの場合は大腿部などの比較的太い血管からX線透視下に頭蓋内血管までカテーテルを誘導、治療を行う方法である。病的血管構造を閉塞させる塞栓術としては、脳動脈瘤に対する塞栓術の頻度が高い。脳動脈瘤の破裂はクモ膜下出血の主要な原因である。塞栓術には、他に脳動静脈奇形 (brain AVM (ArterioVenous Malformation)), 硬膜動静脈瘻 (dural AVF (ArterioVenous Fistula)) などの動静脈の短絡を閉塞させたり、脳腫瘍の摘出手術前に出血を軽減するために腫瘍内の血管を詰めてしまうなど、各種の塞栓術が行われている。

反対に閉塞性血管障害に対する治療としては、血栓が脳血管に詰まって起こる脳梗塞（塞栓症）に対する血栓溶解療法あるいは血栓破砕術、血管の狭窄にバルーンカテーテルで広げる血管形成術や広げた血管内腔を維持するために金属メッシュなどのチューブを留置するステント留置術が行われる。その他、静脈系の閉塞に対する血栓

溶解療法や脳腫瘍に対する高濃度の抗腫瘍剤注入など多岐にわたる。

いずれも、最近になって発達してきた血管撮影装置やカテーテル技術の進歩に負うところが小さくなく、歴史的にはほぼ完成されたものとなった開頭術からみると、後発の技術であるが、その低襲侵性から注目を集め始めたようである。特に、脳動脈瘤破裂によるクモ膜下出血例で開頭術と血管内治療とを行い、その結果、一年後の機能予後は血管内手術を受けた症例の方が良いという結果が出てから、欧米では、血管内治療の適応が拡大され始めている。

2. 脳血管疾患の診断

頻度の高い動脈瘤の治療を例にして、具体的な手順を述べる。動脈瘤の所在それ自体は、三次元 CT 血管撮影 (3D CTA) (カラー図 1) や MR 血管撮影 (3D MRA) (カラー図 2) あるいはカテーテルを用いた血管撮影 (カラー図 3) により診断される。3D CTA では、X 線を通さない造影剤(ヨード剤)を経静脈的に持続注入しながら、スライス厚の薄い CT 像を連続的に多数撮影、こうして得られた多数のスライスデータから閾値処理などで血管構造を抽出、surface rendering または volume rendering (時に maximum intensity projection) など三次元表示する。MRA も三次元表示に関しては、CTA と同様である。三次元像の元になるスライスデータは関心領域に流入するプロトンからの信号を収集する TOF (time of flight) 法が用いられることが多い。PC (Phase contrast) 法や造影剤を用いた TOF 法、造影剤に依る T1 短縮効果を利用した MR DSA など、種々の手法が開発又は開発中である¹⁾。

カテーテル法は、後に開発される血管内手術の基礎になった。カテーテル法では大腿、肘、手首などの動脈にシースと呼ばれる短いカテーテルを挿入する。シースは引き続く診断用カテーテルの操作を容易にし、組織を保護するために用いられる。血管腔側は勿論開いているが、体外側には逆流防止弁がついており、操作を容易にしている。シースの挿入は、まず、穿刺針で動脈を穿刺、その針を通してガイドワイヤーを挿入して、血管内腔を確保、ガイドワイヤーを残して穿刺に使用した針を抜去。そのガイドワイヤーを伝わして、シースを挿入するが、その際にシースとワイヤーのギャップを埋めるためにダイレータと名付けられたシースよりもやや長いカテーテルを併用する (図 1)。シースの逆流防止弁から先端に各種の曲がりをつけたカテーテルを挿入、やはり先端に曲がりをつけたガイドワイヤーを併用、カテーテルの曲がりで大動脈からの頭頸部血管の

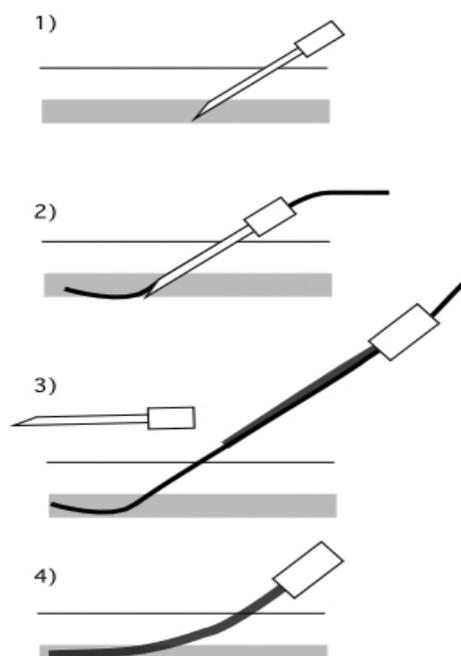


図 1 シースの設置

1) 血管を穿刺針で穿刺 2) 穿刺針を通してガイドワイヤーを血管内に誘導 3) ガイドワイヤーを残したまま、穿刺針を抜去 4) ガイドワイヤーを芯にして、シースを留置、ガイドワイヤーを抜去する。

分岐を選択，そこからガイドワイヤーを進め，必要があれば，ガイドワイヤーでその先の分岐を選択するなどし，そのガイドワイヤーに沿わせて，カテーテルを頸部血管に進める．目的とする位置まで到達できたら，ガイドワイヤーを抜き，造影剤を注入しながら X 線写真を撮り，動脈瘤の診断を下す．カテーテルは診断では 3.2F (F: French Size, カテーテル類の外径を示す単位で 3F = 1mm) 程度のものから 5F 程度である．併用するガイドワイヤーは 0.032-0.038 インチ (0.81-0.97mm) 程度である．診断用のカテーテル，ガイドワイヤーは殆どの場合，全体が X 線不透過にデザインされており，透視で確認できる．

得られた画像をコンピュータ上でサブトラクション処理を行って (DSA: Digital Subtraction Angiography と呼ばれる) 骨を消去，造影剤だけ，すなわち，血管だけの画像として用いることが多い．最近の DSA 技術の進歩に依って，回転撮影を行い，そのデータから血管の三次元構造を構築する三次元 DSA (3D DSA) が普及途上となった (カラー図 4-1, 4-2, 4-3)．このような DSA 装置では C アームと呼ばれる半円状の構造の両端で向かい合うように X 線の線源 (X 線管球) と受像装置 (I.I. Image Intensifier または Imaging Plate) が設置され，その間に対象を置き，透視する．その C アームのさらに外側にもう一つ C アームを設置するなどして，対象と干渉しない限り自由な方向から透視できるように設計されている (図 2)．

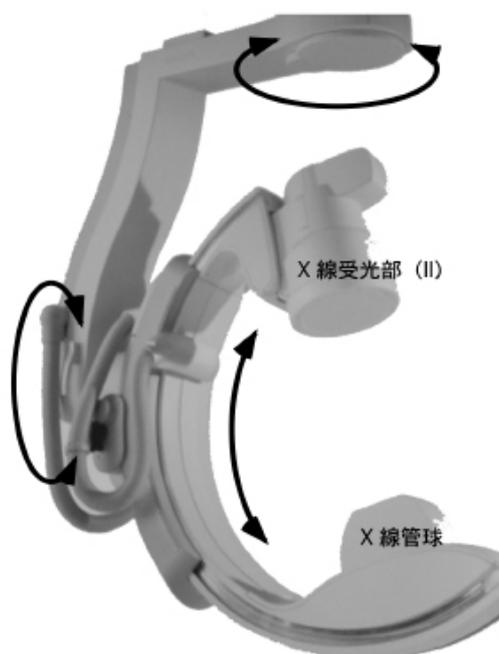


図 2 DSA 装置の C arm

X 線源から X 線を出して X 線受光部で身体を透過してきた X 線を受けて画像化する．身体の透視像を必要とする部位をこの間において透視する．図は天井懸垂型の C arm であるが，懸垂の基部，C arm の基部で，回転が可能であり，更に C arm のスリーブ部分でのスライド (=回転) が行え，透視方向の自由度を確保している．

3. 脳動脈瘤の血管内治療

3.1. 血管内治療の手順

診断が済めば、適応を考慮して、治療に移行する。

全身麻酔，又は，局所麻酔下に，殆どの場合，大腿部の動脈にシースを留置，6Fまたは5F程度のカテーテルを頸部血管までガイドする（カラー図5）．このカテーテルを支えとして，その内腔を通して治療用のマイクロカテーテルを通す（カラー図6）．このため，この支えになる太いカテーテルはガイディングカテーテルと呼ばれる．ガイディングカテーテルはマイクロカテーテルを支えるだけでなく，マイクロカテーテルとの隙間を利用して，そこから造影剤を流し，術中のオリエンテーションを得るためにも用いられる．一方，このような隙間には，血液が逆流してきて血栓化し，合併症の元となる可能性がある．これを防ぐため，マイクロカテーテルの導入に際しては，ガイディングカテーテルの端に"Y"字型をしたコネクタを用い，残った二つのアームの内の片方からは逆流防止弁を介してマイクロカテーテルを通し，他方からは血液凝固を防ぐためのヘパリンを加えた生理的食塩水を加圧して微量づつ灌流する．このデバイスは rotating hemostatic valve が正式だが，殆どの場合，Yコネクタ，Yコネと呼ばれる（図3）．

マイクロカテーテルは外径2.7-1.2F程度で，柔軟な構造をしている．内腔が複雑に屈曲した頭蓋内血管を通すため，内腔がつぶれないようにカテーテル壁にワイヤーメッシュを入れたものなども登場している．マイクロカテーテルの先端は蒸気で加熱し目標部位に併せて形成しておく（図4）．マイクロカテーテルはマイクロカテーテル用のガイドワイヤーを併用して，Yコネを介して，ガイディングカテーテルの内腔を通過させ，透視下に頭蓋内血管の目的部位までガイドする．ガイディングカテーテルはX線不透過であるが，マイクロカテーテルとマイクロカテーテル用のガイドワイヤーは細すぎてX線は透過してしまう．このため，区間を区切ってX線不透過マーカーを設けてある．マイクロカテーテルを頭蓋内に誘導する際，単なる透視では骨とX線不透過マーカーだけしか観察できない（カラー図7-1）．これでは，安全なガイドが不可能なので，透視に血管撮影像を重ねたロードマップ像が頻用される（カラー図7-2）．3D DSAの情報に基づいて血管の分岐が観察し易い透視の角度を設定し，ロードマップ画像を

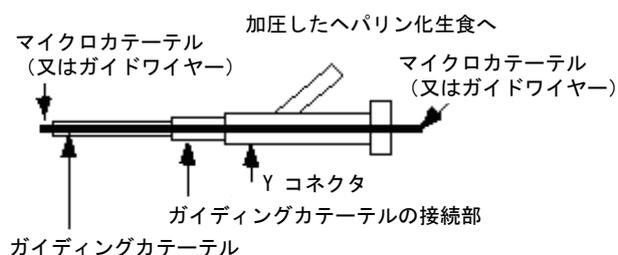


図3 Yコネクタ

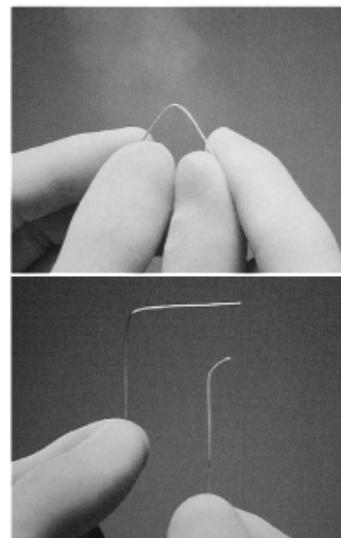


図4 マイクロカテーテルの先端形成

上：スチームで加熱して形状を与える．
下：形状を与えるため，また，内腔の著しい変形を避けるため，ワイヤー（マンドリン）を併用する．

使い、ガイドワイヤーを併用して、動脈瘤内腔にマイクロカテーテルの先端を誘導する。ガイドワイヤー先端に付けた屈曲でワイヤー先端の向きを変えて血管の分岐を選択していく(図5)。ただし、マイクロガイドワイヤーは0.018-0.007インチと非常に細径であるためそのままでは操作が困難である。そのため、トルクデバイスを装着してマイクロカテーテル用ワイヤーの押し引き、回転の操作を行う(図6)。マイクロカテーテルを瘤内腔で安定させるためには、上記で与えたマイクロカテーテル先端の形状が重要である。マイクロカテーテル先端が安定したら、マイクロカテーテル用のガイドワイヤーを抜去、DSAを行って、マイクロカテーテル先端の位置を確認する。全体的なカテーテル類の状況を図7に示す。

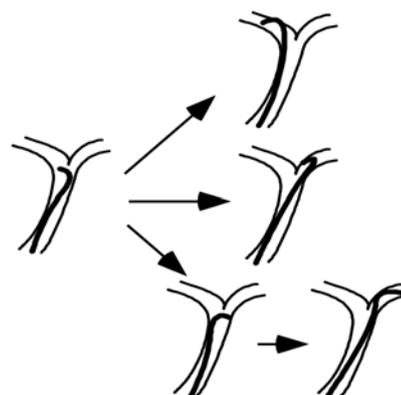


図5 ガイドワイヤーの曲がりによる血管の選択

血管の分岐は曲がりを加えたガイドワイヤーで選択していく。ただし、図(下)のように必ず曲がりを加えた方に進んでくれるとは限らない。

マイクロカテーテルの先端位置に問題なければ、その内腔を通して、離脱式コイルを瘤内に詰めていく(カラー図8)。離脱式コイルは細いプライマリーフィラメント(コアワイヤー)をコイル状に巻いたプライマリーコイルに、更に、二次元のヘリカル径で螺旋状の形状を与え、作成される。このプライマリーコイルを巻いて作られる螺旋には様々なサイズが用意されており、また、三次元構造が与えられていることもある。プライマリーコイルには概ね2種類の大きさがある。種々の螺旋の径に応じて、コイル全長もいくつか用意されており、各動脈瘤に経験的に至適と思われる長さのものを詰めていく。コイルの材質はプラチナで、プライマリーコイル径でマイクロカテーテルに用いるガイドワイヤーのサイズに由来して、0.018インチワイヤーを用いる18サイズと0.010インチのワイヤーを用いる10サイズに大別される。18サイズのプライマリーコイル径は0.014-0.015インチで、10サイズでは0.0095-0.0010インチである。プライマリーフィラメントは18サイズでは0.0025-0.003インチ、10サイズでは0.00175-0.002インチである(図8)。コイルはステンレスワイヤーなどのプッシャーの先端に接続され、コイル形状を利用して瘤内に留まるようにコイル全体を瘤内に押し出したあと、コイル部分を離脱(図9 電気分解でDetach Zoneのステンレスワイヤーを溶解することで、コイルを離脱する)、プッシャーとなっているワイヤーを抜き去る。微小な動脈瘤以外では一本のコイルで塞栓術を完了できることはなく、螺旋径を小さくしながら数本、時に十数本のコイルの留置、離脱を繰り返す、動脈瘤内腔の体積の20-30%のコイルを詰められたら、手技を終了する²⁾。

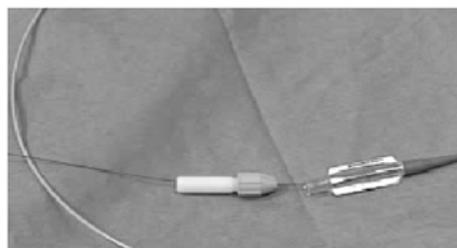


図6 マイクロカテーテルとマイクロカテーテル用ガイドワイヤー、トルクデバイス

動静脈短絡を閉じる場合であれば、シアノアクリレート系の接着剤を注入したり、腫瘍の摘出前であればコラーゲン止血材料を注入、血栓を溶かすのであれば t-PA (tissue Plasminogen Activator) を局所投与するなどし、各種の治療を行う。

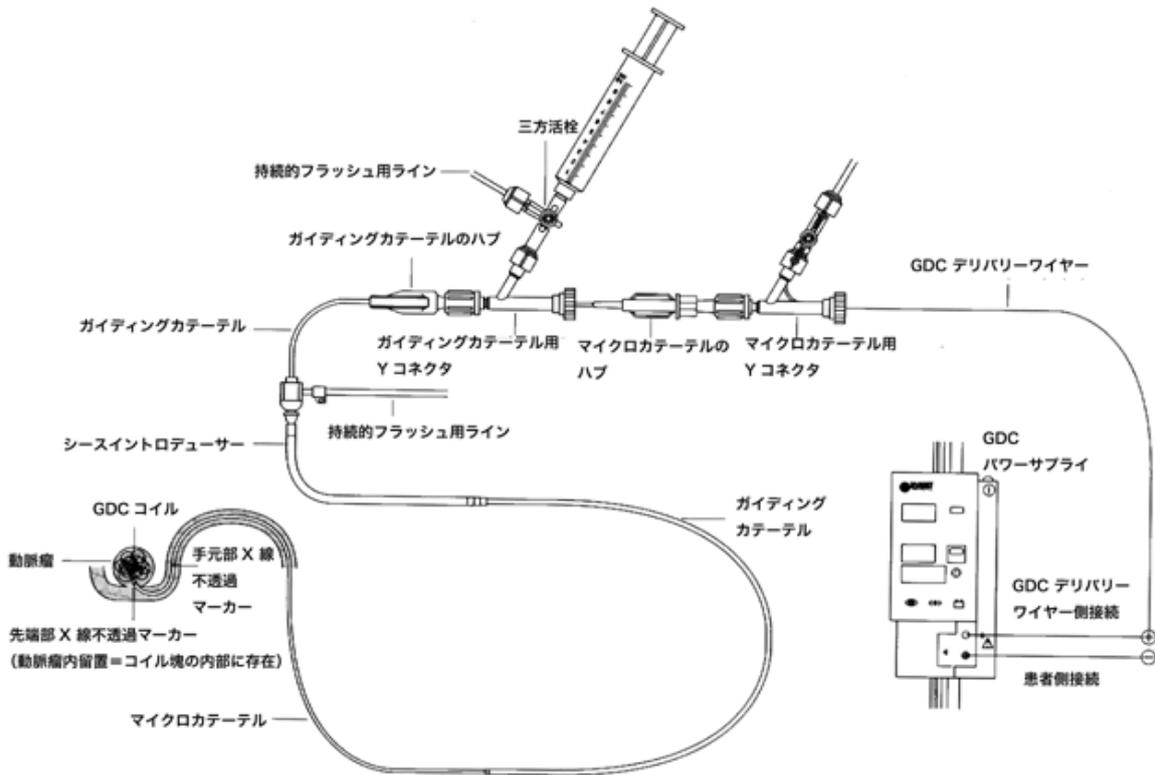


図7 カテーテルシステム全景

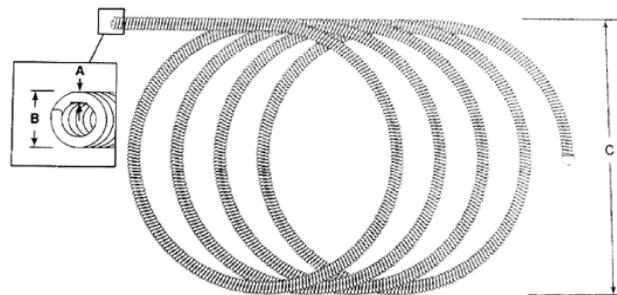


図8 離脱式コイルの構造

プライマリーコア A を巻いて 18size または 10size のプライマリーコイル B を作成する。このプライマリーコイルに様々な径と全長の螺旋状の形態が与えられる。

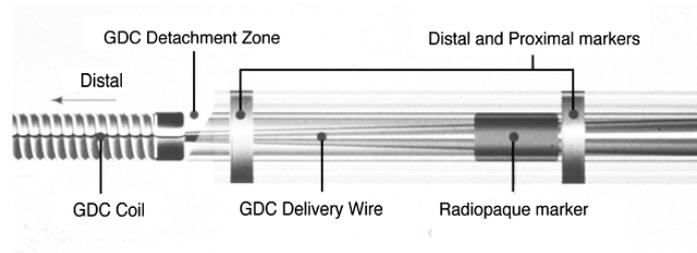


図9 通電離脱型の GDC コイルの離脱部分

コイルプッシャー上のマーカーがマイクロカテーテルのセカンドマーカーと一致するとコイル全体がマイクロカテーテルから出たことが判る。この状態でコイルプッシャーを人体との間に直流電流を流すとプッシャー先端のステンレスが電気分解され、コイルが離脱される。

3.2. 血管内治療の優位点

血管内治療ではいうまでもなく頭蓋骨を開く必要はなく、血管内腔という生理的な空間を通過して目的部位に到達することができるため、脳に触れることすらなく頭蓋内疾患の治療が可能である。このため、開頭術後にみられる脳血流の低下がみられない。開頭術では病変部にアプローチするためには、大きなしわを開いて、脳を圧排する必要があるが、その際に起こりうる脳挫傷のリスクが血管内治療では存在しない。破裂脳動脈瘤の治療には血管内治療の他に、以前から行われてきた頭蓋骨を開いて脳を圧排、動脈瘤頸部にクリップをかけて再出血を防止する開頭術とがある。血管内手術と開頭術の治療成績を調査した Andrew Molyneux らの報告 (ISAT study)³⁾ では1年後の機能予後（日常生活が自立（軽度の介護を含む）できたか否かで判定）を比較すると血管内治療が予後良好例は76.3%で、一方、開頭クリッピングでは69.4%であった。この研究では血管内治療、開頭術いずれでも治療が可能と判断された2143症例を無作為に血管内治療、開頭術それぞれに割り振っての結果であり、各国から、我が国の脳外科医の方が優れているなどなど様々な反論もなされているが、厳密にデザインされた randomized trial であり、また、既にISAT自体が、coiling有利の結果を出しているため、今後、同様な randomized study を計画する事自体が困難と思われる。ただし、血管撮影などの解剖学的な結果では、開頭術の方が優れていた。

更に、血管内治療では血管周囲を覆っているクモ膜をはがすことなく治療することとなる。クモ膜下出血後の大きな問題点である脳血管攣縮は、血管の外壁が血液に接することで惹起される現象なので、血管内治療では血管攣縮が減ることが期待されている。Molyneux によると解析中ながら、上記のISATの結果でも攣縮の頻度は血管内治療で少ない傾向にあるという⁴⁾。

血管内治療の分野では、更にカテーテルの改良、塞栓物質、特にコイルの開発、血管撮影装置の改良が続いており、更に有効性が高まることが期待される。

3.3. 血管内治療の問題点

血管内治療は血管撮影技術をベースにしているため、血管撮影で避け得ない合併症は、血管内治療でも起こりうる。造影剤のアレルギーや脳梗塞の可能性、穿刺部の出血、感染、全身の塞栓症、放射線被曝などが挙げられる。被曝に関してはどうしても

撮影が頻回になり、透視が長時間になるため、注意が必要である。

症例によっては、動脈硬化が強すぎると目的部位に到達できず、治療が出来ないことがある。脳動脈瘤では、その頸部の形状に依っては血管内治療が非常に困難なことがある。コイルが動脈瘤内腔に安定して収まるためには、親血管からの入口（動脈瘤頸部）がくびれている必要があるのは明らかである。最近では、頸部の広い動脈瘤に対しては頸部の親血管にバルーンを置き、ネックを一時閉塞してコイルを置くことで対策している。

脳血管は繊細な構造で、血管壁も薄い。さらに、脳血管はクモ膜下腔を走行している。脳血管の周囲には正にクモの巣のような繊細な繊維性の組織とほぼ水と同様の脳脊髄液があるだけで、血管が破綻しても、出血を抑える支持組織に欠けている。カテーテルを誘導中に血管壁を破る可能性が考えられる。この場合、致命的と成りうるSAHを生じる。特に可能性が高いのは、動脈瘤の瘤内塞栓術中である。動脈瘤は他の疾患と違って、血管腔の行き止まりで治療することになる。更に、高齢者など、動脈硬化による血管の屈曲が強い場合、屈曲蛇行のため血管とマイクロカテーテルとの間の接触が増加し、マイクロカテーテルは強い抵抗を受けながら進むことになる。カテーテルは樹脂製なので、摩擦があると長さ方向に縮む。この縮みはガイドワイヤーを抜去した時に一気に伸びることになる。苦勞して瘤内にマイクロカテーテルを誘導し、一安心して、迂闊にワイヤーを引き戻すと、前述の通り、動脈瘤は行き止まりなので、突然前進したマイクロカテーテルの先端で動脈瘤壁を貫くこととなる。動脈瘤壁は構造的に脆弱であるため、よりリスクが高い。

通常の血管分岐部などでも無理にマイクロカテーテルやガイドワイヤーを前進させるとこのような穿孔が起こりうる。分岐の判り易い投影角度を選択しなければ、リスクは高いものになる（図10）。3D DSAを用いれば、血管の三次元構造を入手できるので、分岐を選択し易い角度での透視が可能で、穿孔の可能性を低減することは可能である。しかし、操作中の透視は二次元の投影像であり、奥行き情報は失われているので、注意を払う必要がある。また、マイクロカテーテル、ガイドワイヤーともに柔軟なものが開発されており、このような穿孔を低減させる努力は常に払われてきている。このような合併症は3-5%程度生じているといわれる⁵⁾。

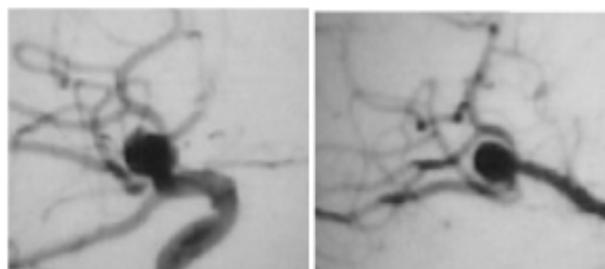


図10 血管分岐と透視角度

同じ動脈瘤の症例の血管撮影であるが、左の画像を用いては、右の画像の上下の枝を選択するのはきわめて困難である。必ず分岐が容易に理解できる透視の角度を選択する必要がある。

いずれにしても、経験を積み重ねることは、合併症を少なくするには必須であるが、経験できる症例数には限界がある。その上、再治療でない限り、全ての治療は初めての経験となる。臨床画像に基づいた各症例の治療をシミュレーションにより、治療前に経験できれば、治療の安全性は間違えなく向上する。そこで、我々は脳血管内治療のシミュレータを開発することとした。

4. 脳血管内治療シミュレータの開発

先に述べたように、血管内治療の安全性向上に対しては、各症例に基づいた治療の事前シミュレーション（事前トレーニング）が有用である。そこで、本研究ではパーソナル・コンピュータ（以下 PC）と入力デバイスからなる仮想的な脳動脈瘤の血管内手術環境を構築し、術者が患者個々の血管画像を用いて、一連の血管内治療の技術をトレーニングするためのリアルタイムシミュレーションシステム（カテーテルシミュレータ）の開発を行っている（図 11）。

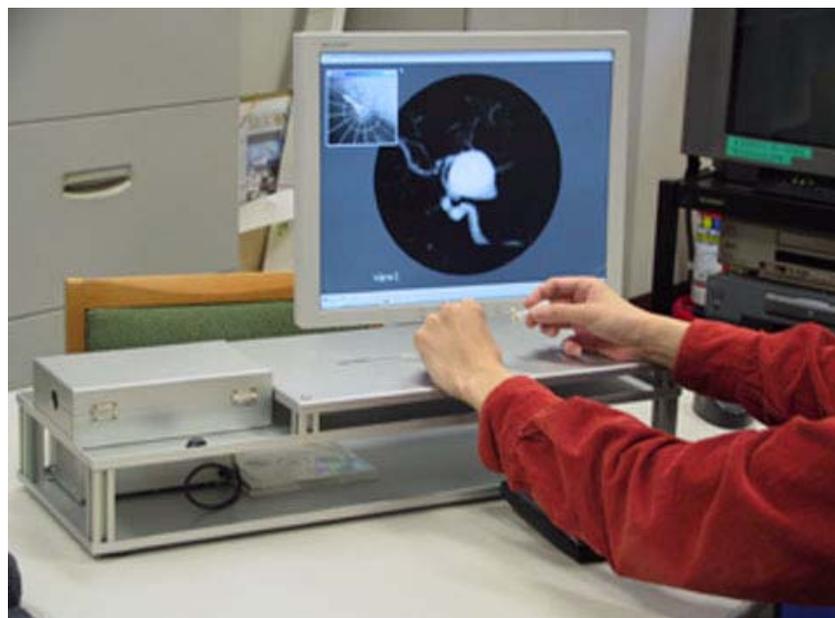


図 11 カテーテルシミュレータ

4.1. ガイドワイヤー誘導シミュレータ

本報告ではカテーテルシミュレータの一部であるガイドワイヤーの誘導シミュレータについて紹介する。ガイドワイヤー誘導シミュレータ⁶⁾は入力デバイスと PC からなるシステムである。入力デバイスはガイドワイヤー操作部とその前方に接続されたリニアエンコーダ及び回転エンコーダから構成される（図 12）。ガイドワイヤー操作部からの回転及び変位量は、リニアエンコーダ及び回転エンコーダにより計測され、リアルタイムに PC に入力データとして送られる。

ガイドワイヤー誘導シミュレータは、入力デバイスより検出された変位及び回転量から、PC 上に表示された血管画像内のガイドワイヤーを力学計算の下に進行及び変形させ、それを表示するソフトウェアである。

本ソフトウェアによる設定例を図 13 に示す。血管画像には MRI や CT から得られたスライスデータを輝度値のデータをもつボクセルデータに変換して用いる。血管画像は 3 次元で構成され、自由に回転、拡大縮小が可能である。解析条件として、ガイドワイヤーの先端形状、初期位置及び材料特性を設定する。これら操作はすべてマウス及びキーボードを用いて行い、解析条件設定後の状態はファイルとして保存することができ、繰り返し同条件にて解析（トレーニング）することが可能である。

解析条件の設定の後、入力デバイスを用いてガイドワイヤーを進行させる。ガイドワイヤーは入力デバイスからの測定データを用いて、力学計算の下、血管壁と接触しながら血管内を進行する。

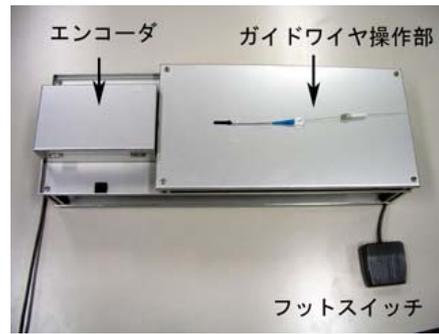


図 12 入力デバイス



図 13 シミュレータの設定

4.1.1. ガイドワイヤーの力学モデル

ガイドワイヤーの力学モデルには、ガイドワイヤーを剛体セグメントとそれを結合する仮想回転ばねにより離散化するマルチボディダイナミクスに準ずる手法を採用した⁷⁾。ここでは血流の影響は無視できるものとし、ガイドワイヤーの準静的な変形のみを考慮して停留ポテンシャルエネルギーの原理に基づき定式化した。

静的問題における停留ポテンシャルエネルギーの原理は次式で与えられる。

$$\Pi = U - (W_e + W_c)$$

ここで、 U 、 W_e 及び W_c はそれぞれ系全体のひずみエネルギー、系全体の外力による仕事、系全体の接触による仕事である。

ひずみエネルギー U は各仮想回転ばねに蓄えられるひずみエネルギー U^i の和として次式で与えられる。

$$U = \sum_{i=1}^{NSP} U^i = \sum_{k=1}^{NSP} \frac{1}{2} \{ K_x^i (\text{Bend } \theta_x^i)^2 + K_y^i (\text{Bend } \theta_y^i)^2 + K_z^i (\text{Torsion } \theta_z^i)^2 \}$$

ここで、 NSP は仮想回転ばねの数、 θ_m^i は仮想回転ばね i における曲げ角及びねじり角である。 K_m^i はばね定数である。

$$K_x^i = EI_x^i / l^i, K_y^i = EI_y^i / l^i, K_z^i = GI_z^i / l^i$$

ここで、 l^i はセグメントの長さ、 E はヤング率、 G はせん断弾性係数である。 I_x 及び I_y はセグメントの断面2次モーメント、 I_p は断面2次極モーメントである。ただし、変形前後で断面の形状は変化しないものとした。

外力による仕事 W_e は部材に加わる並進力のみを考える。仮想回転ばね i にかかる外力ベクトルを \mathbf{F}^i とする。このとき、系全体の外力ベクトルによる仕事 W_e は次式で与えられる。

$$W_e = \sum_{i=0}^{NSP+1} \mathbf{F}^i \cdot (\mathbf{x}^i - \mathbf{X}^i)$$

ここで、 \mathbf{X}^i は仮想回転ばね i の無負荷時の位置ベクトルである。

ガイドワイヤーと血管壁の接触において、仮想回転ばね i に血管壁から接触力ベクトル \mathbf{F}_c^i が負荷されるとする。このとき、系全体の接触力による仕事 W_c は次式で与えられる。

$$W_c = \sum_{i=1}^{NC} \mathbf{F}_c^i \cdot (\mathbf{x}^i - \mathbf{X}^i)$$

ここで、 NC は接触節点数である。

幾何学的境界条件を考慮し、汎関数を停留させると離散化方程式を得る。Newton-Raphson法により逐次線形化し、連立一次方程式を解くことにより解析を行う。

4.1.2. 接触の取り扱い

血管モデルは輝度値を用いて作成する。3次元空間をボクセルにより格子状に分割し、各ボクセル重心に対応する輝度値(0-1の実数値)を与える。輝度値は1で血管内、0で血管外を表し、それ以外の値の位置は血管壁に相当する。血管壁はある適当な輝度値の閾値により定義した。ボクセルデータによる血管表現は有限要素メッシュ等の作成時間を必要とせず、MRIやCTの撮影から短時間にシミュレーションにかけることができるという利点を有する。

血管壁とガイドワイヤーの接触判定はガイドワイヤーの輝度値と血管壁を規定する輝度値を比較して行う。任意の位置ベクトル \mathbf{x}^i の輝度値 $Br(\mathbf{x}^i)$ は、**図14**に示すような位置ベクトル \mathbf{x}^i を含むボクセル重心からなる8節点要素を作成し、この要素のtri-linearな補間により計算される。次式を満足するとき、ガイドワイヤーは血管壁に接触したと判定する。

$$Br(\mathbf{x}^i) \leq Br(BVW)$$

ここで、 $Br(\mathbf{x}^i)$ 及び $Br(BVW)$ はそれぞれ、ガイドワイヤー及び血管壁の輝度値である。

血管壁から受ける接触力ベクトル \mathbf{F}_c^i は接触点における血管壁の法線方向のベクトルとして次式で定義される。ただし、ガイドワイヤーと血管壁との間の摩擦は無視できるとした。

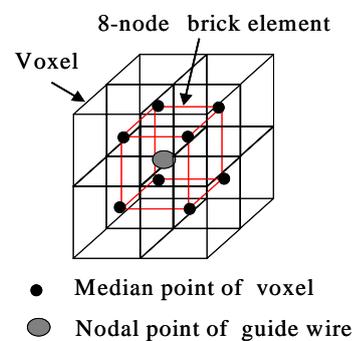


図14 ボクセルと8節点要素

$$F_c^i = F_{Br}^i \bar{e}_3^i$$

ここで、 \bar{e}_3^i は接触点における血管壁の単位法線ベクトルである。 F_{Br}^i は接触力でガイドワイヤーの血管壁への食い込み量により次式で定義される。

$$F_{Br}^i = \frac{Br(Bvw) - Br(x^i)}{Br(Bvw)} k$$

ここで、 k は力の次元を持つ血管の材料特性に依存する材料パラメータである。接触点における血管壁の単位法線ベクトル \bar{e}_3^i は次式で与えられる。

$$\bar{e}_3^i = \mathbf{g}^i / \|\mathbf{g}^i\|$$

ここで、 \mathbf{g}^i は x^i 近傍の輝度値の勾配ベクトルである。

4.1.3. ガイドワイヤーの解析例

ガイドワイヤーの誘導シミュレータの解析例を図 15 に示す。ガイドワイヤーは血管壁と接触しながら、(b), (c), (d)と変形、進行する。

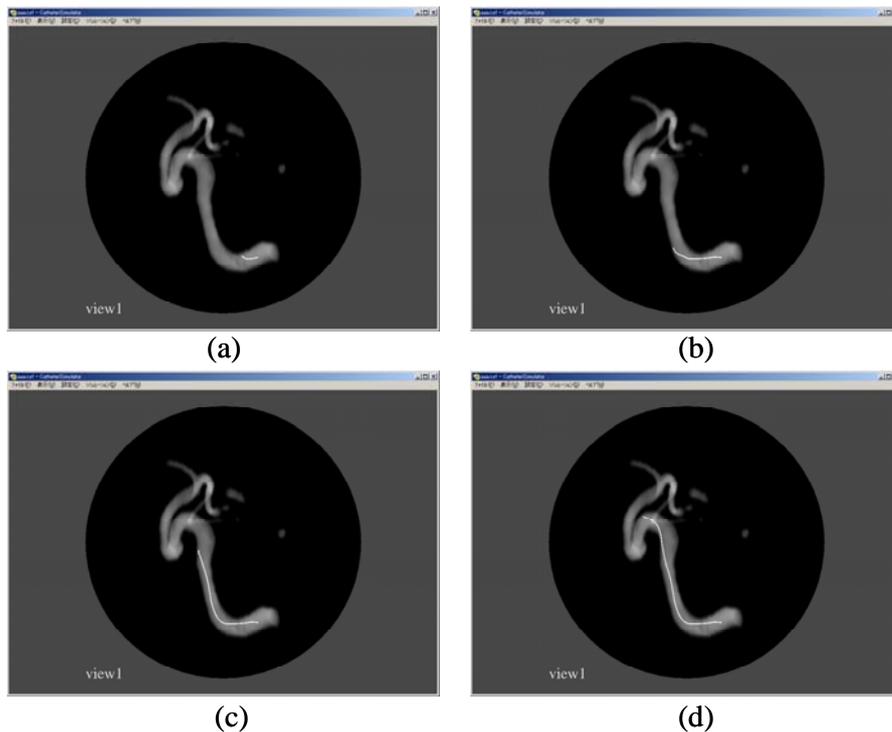


図 15 ガイドワイヤー誘導シミュレータの計算例

(a)は初期位置である。白線はガイドワイヤーの先端部である。先端部より後側には適当な長さのセグメントおよび仮想回転ばねを設置し、それら仮想回転ばねはカテーテル内にあると仮定して、血管壁(カテーテル)との接触判定は行わない。最後方の仮想回転ばねを始点とし、入力デバイスより測定された変位および回転量は、始点への強制変位と最後方セグメントの軸回りの回転として与えられる。

4.2. カテーテルシミュレータの今後の発展の可能性

入力装置は現在、トルクデバイスの操作をワイヤーを介して取り込んでいる状況である。本装置のようなガイドワイヤーの操作量の取り込みが可能となると、実際の治療に際しての操作の記録にも可能性が期待できる。実際にはCアームの透視の角度、透視／ロードマップ画像などはDSAを管理するコンピュータから入手が可能であるため、本シミュレータを応用してカテーテル／ガイドワイヤーの操作量を入手出来れば、治療全体の経過を記録できることとなる。ワイヤー操作だけであれば、ワイヤーを延長して既存のエンコーダに接続すれば、既に可能と思われる。開頭術などと比べると、操作の自由度が低いため、記録だけであればむしろ容易であると考えられる。問題なのは、このように臨床に応用するにあたっては感染を回避することが必須となる点である。感染回避のためには滅菌と呼ばれる微生物を全て不活化する過程が必要となる。滅菌には高圧蒸気 (120-125度 20分程度) によるもの (オートクレーブ) と乾燥環境での高温 (180-190度 30分程度) を利用するもの (乾熱法) や火炎法などの高温を用いる方法、エチレンオキシドガスや過酸化水素ガスプラズマを用いたガス法、ガンマ線、X線、電子線を用いる照射法など、いずれも、電子部品にとってはあまりありがたくない方法となる。光学式マウスなどを用いて非接触的に操作量を計測する方法か、カバーで厳重に覆って術野に出さない方法をとる必要があるかもしれない。

また、こうして操作を取り込むことが出来れば、master-slave systemとして、カテーテルの遠隔操作に応用を拡げることにも期待される。遠隔操作が可能になれば、遠隔地からの手術、特にエキスパートによる遠隔地での困難な治療に対するサポートなどに応用することも期待できる。血管撮影室にslaveを置いて実際の操作を行わせ、術者は室外からmasterを操作することで術者の被曝を低減させることも可能となる。mater-slaveを開発するにあたっては、操作量や反力を増幅することで、操作全体の安全性を高めることも期待される⁸⁾。

5. まとめ

脳血管系の血管内治療の手技の概略、特にその利点と欠点について脳動脈瘤資料を中心にして述べた。また、カテーテルシミュレータについて、ここではその開発の一部であるガイドワイヤーの誘導シミュレータについて紹介し、シミュレータの更なる臨床応用における発展と問題点に関して述べた。

現在さらに、マイクロカテーテルの誘導シミュレータや摩擦及び血流の影響を含めたシミュレータの開発を進めている。最終的には離脱式コイルを瘤内に詰めていくプロセスまで、一連の血管内治療の手順を網羅することが望まれる。その一方、ガイドワイヤーやカテーテルの材料特性値の測定や血管壁の反力などをいかに測定するかは大きな問題である。測定法及び測定装置の開発を含めて今後の開発の課題としたい。

参考文献

- 1) 深作和明, 根来真; 血管内手術のための画像診断, pp. 3-8; GDC を用いた脳動脈瘤血管内手術 兵頭明夫, 根本繁 編, 1999.06.
- 2) S. Matsubara A1, K. Satoh, et.al, Guglielmi detachable coil embolization for ruptured lower-midbasilar trunk aneurysms - a report of five cases, Neuroradiology, 43; 884 – 890

- 3) International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT) Collaborative Group, International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomized trial *The Lancet*, 2002; Volume 360, 1267-1274
- 4) Andrew Molyneux, personal communication
- 5) McDougall CG et.al: Causes and management of aneurysmal hemorrhage occurring during embolization with Guglielmi detachable coils. *J Neurosurg* 89: 87 - 92, 1998
- 6) 山村直人, 姫野龍太郎, 牧野内昭武, カテーテルシミュレータの開発 —ガイドワイヤーのシミュレーションに関する検討—, 理研シンポジウム “生体力学シミュレーション研究” 予稿集, (2003-5), pp.136-144.
- 7) 吉川暢宏, 李源培, 2001, 三次元柔軟構造物のファーストオーダー設計モデル, 第6回日本計算工学会講演会論文集, 6-2, 785-788.
- 8) 深作和明, 根来真, 姫野龍太郎, 谷崎義生, 曾根脩輔; PHANToM を用いたガイドワイヤー遠隔操作の試み; 日本バーチャルリアリティ学会 論文集 (遠隔操作特集号) Vol 7 33 - 38, 2002.