

原著

数値シミュレーションを用いたマイクロカテーテル形状と安定性に関する研究

当麻 直樹 1) 森 浩二 2) 高嶋 一登 3) 佐野 貴則 4) 梅田 靖之 5)
鈴木 秀謙 1) 齊藤 俊 2)

- 1) 三重大学大学院医学系研究科 脳神経外科学
- 2) 山口大学大学院創成科学研究科 機械工学系専攻
- 3) 九州工業大学大学院生命体工学研究科 生体機能応用工学専攻
- 4) 伊勢赤十字病院 脳神経外科
- 5) 三重県立総合医療センター 脳神経外科

連絡著者

森 浩二 山口大学大学院創成科学研究科機械工学系専攻

(〒755-8611 山口県宇部市常盤台 2-16-1

TEL:0836-85-9144

e-mail: kjmori@yamaguchi-u.ac.jp)

Key word: Simulator, Stability, Deformation, Support distance, Micro catheter shape

本論文を、日本脳神経血管内治療学会 機関誌「JNET Journal of Neuroendovascular Therapy」に投稿するにあたり、筆頭著者、共著者によって、国内外の他雑誌に掲載ないし投稿されていないことを誓約致します。

和文概要

【目的】安全なコイル留置に，マイクロカテーテルの安定性は重要な役割を果たす．しかしマイクロカテーテル形状と安定性の関係について定量的な知見は多くない．数値解析を利用して，留置されたマイクロカテーテルの先端に荷重を加え，その変形特性を調べた．【方法】マイクロカテーテルは，円筒形の剛体セグメントを回転バネで結合してモデル化された．マイクロカテーテルモデルは，血管形状の一部を模擬した形状のモデルを4種類作成した．さらに瘤の反対側の血管壁と接触する形状をもつ3種類のモデルを作成した．【結果】マイクロカテーテル先端と血管壁との接触位置の距離が12 mmを超えると，マイクロカテーテル先端の変位を抑制する効果が大幅に低下することがわかった．その距離が6 mmより小さい場合は，距離よりも，マイクロカテーテルの形状のほうが，安定性により大きな影響をおよぼしていることがわかった．【結論】これらの結果は，マイクロカテーテルと血管壁との接触位置だけでなく，瘤近傍でのマイクロカテーテルの形状が，安定性を確保するために大きな役割を果たしていることを示唆している．

1. 緒言

血管内治療で用いられるマイクロガイドワイヤーやマイクロカテーテルのようなワイヤー状のデバイスは，柔軟なので容易に変形する．これらは長い複雑な血管の中で複数の位置で接触しながら病変部へ送られる．これらが原因で，治療中のデバイス挙動を正確に予想することは難しい．血管内でのデバイスの変形や挙動をシミュレータ¹⁾²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾⁶⁾を通

して解明できれば，適切なデバイスや手術中の操作の選択に貢献することが期待される．

本研究では，脳動脈瘤の血管内治療におけるマイクロカテーテルの安定性に注目した．瘤内にうまくコイルを留置するためにはマイクロカテーテルの安定性が求められる．安定性の欠如は，コイル留置中におけるマイクロカテーテルの瘤外への逸脱の原因となる．この安定性は，瘤近傍の血管形状と選ばれるマイクロカテーテルの形状の関係によって決まる．より具体的には，安定性は，留置されたマイクロカテーテルが瘤と反対側の血管壁と接触しているか（挿入されたマイクロカテーテルは血管壁によってサポートされているか）や，その接触している位置（サポート位置）の影響を受ける⁷⁾．Nambaら⁸⁾は，3Dプリンタで瘤近傍の3次元血管模型を作製し，その形状に基づいてマイクロカテーテルをシェイピングすることで，マイクロカテーテルに安定性を与えることができることを報告している．しかし，マイクロカテーテル形状とサポート位置の関係や，サポート位置が安定性に与える影響については，定量的な知見は得られていない．

安定性は，複数の血管壁と接触した状態にある留置されたマイクロカテーテルの変形特性と関連が強いと考えられる．本研究では，留置されたマイクロカテーテル先端に荷重を与え，マイクロカテーテル先端の変位を数値解析で調べた．

異なる形状決定コンセプトに基づいて7種類のマイクロカテーテルモデルを作成した．簡略化された血管形状モデルに，マイクロガイドワイヤーモデルを挿入し，そしてそのマイクロガイドワイヤーモデルに沿ってマイクロカテーテルモデルを挿入する数値解析を実行した．本研究の

目的は、留置されたマイクロカテーテルの変形特性を調べることであり、この結果から、マイクロカテーテル形状やサポート位置とその変形特性の関係について考察した。

2. 対象と方法

2.1 マイクロガイドワイヤー/マイクロカテーテル/血管の数値モデルと接触解析

本節では、数値計算に必要なマイクロガイドワイヤー、マイクロカテーテルおよび血管のモデル化の概念について説明する。マイクロガイドワイヤーやマイクロカテーテルや血管を、長手方向に、短い円筒状の剛体（以下セグメント）に分割し、回転ばねを使って連結する⁵⁾⁶⁾ことでモデル化した（図1参照）。これらの変形は、曲げ変形が主であることから、軸方向への変形は考慮していない。一つのセグメントの両端には節点が設定されている。この節点の位置 q によって、モデルの形状を表現することができる。モデルは、外力（モデル同士の接触によって生じる接触力を含む）や強制的に物体に与えられる変位によって変形する。これらのモデルの曲げ剛性はすべての位置で均一であると仮定した。これは先端に近い部分が、より柔らかい実際のデバイスとは異なる。このようなモデル化を行った理由は、純粹に、デバイス形状と安定性の関係を調べるためである。また材料特性の局所的な変化という要因を排除することによって、デバイス形状と安定性の関係についての考察を、より容易にできると考えた。

これらのモデルは，回転ばねのポテンシャルエネルギー U が，最小になるような形状で安定化する⁵⁾．つまりポテンシャルエネルギー U を最小にする節点位置 q を求めれば，ある瞬間でのモデルの形状を計算できる．しかしこのポテンシャルエネルギー U は，ある瞬間でのモデルの形状，つまり節点の位置 q に依存するので，繰り返し計算を行って，次の瞬間での q を決定する必要がある．繰り返し計算によって， q はある値に収束していくので，得られた解を収束解と呼ぶ．この収束解は，常に得られるわけではない．大きな変形や，外力や接触などの周囲の環境が大きく変わる時には，収束しないことがある．

モデル同士の接触解析にはラグランジュ法⁹⁾を用いた．これは一方のモデルの節点が，他方のモデルのセグメントの壁面に侵入する深さを計算し，それを 0 にする条件を強制変位として両方のモデルに与える方法である．本研究では，マイクロガイドワイヤーモデル—血管モデル，マイクロカテーテルモデル—血管モデル，マイクロガイドワイヤーモデル—マイクロカテーテルモデルの間で接触を考慮した．

2.2 マイクロガイドワイヤー/マイクロカテーテル挿入シミュレーション

本研究で用いた血管モデルを図 2 (左上) に示す．血管モデルは 3 つの屈曲部 (曲率半径は 4 mm) と 4 つの直線部分の組み合わせで構成されている．血管は内径 4 mm，脳動脈瘤は内径 10 mm である．血管モデルは変形しないと仮定した．血管モデル上に特徴点を設定した (図 2 (右上)) ．瘤から血管中心線に垂線を下ろし，

血管中心線と交差した位置を基準点 STD と定義した。さらに各屈曲部の前後を点 FPn (n=1 から 6) と定義した。STD から FP1 の間の距離 (中心線に沿って計算された距離) は、12.1 mm、STD から FP2 の間の距離は 17 mm、STD から FP4 の間の距離は 27 mm、STD から FP6 の間の距離は 42 mm である。STD から左端部の血管入り口までの距離は 62 mm である。

マイクロカテーテルモデルは、2つのコンセプトに基づいて形状を決定した (図 2 (下) 参照)。一つのグループ (Model FP1 ~ Model FP6) は、マイクロカテーテル形状を血管形状の一部に似せた形状を採用した。Model FPn は、マイクロカテーテル形状の一部を、点 STD から点 FPn (n=1, 2, 4, 6) まで、血管モデルの中心線に沿って似せている。これらのマイクロカテーテルモデルの先端部は、高さ 6.0 mm、角度 60° の形状になっている。

もう一つのグループ (Model R1 ~ Model R3) は、留置時に血管壁と接触する位置が変化するように設定した。このグループのマイクロカテーテルモデルを血管内に留置した際の先端と血管壁と接触する位置 (サポート位置) を、Model FPn よりも短くすることを意図して、先端部分の角度は 90 度に設定した。Model Rn におけるマイクロカテーテルモデルの先端と血管壁と接触する位置の間の水平距離は、先端部分と反対側に位置している屈曲部の曲率半径と一致することが期待される。例えば、Model R3 では、血管内に留置されたときの距離は、約 3 mm と予想される。

材料特性はすべてのマイクロカテーテルモデルで共通である。ヤング率は 2 GPa、内径は 0.42 mm、外径は 0.56 mm である。マイク

ロカテータルモデルの全長は，82.13 mm から 101.56 mm であった．セグメント数は，200 から 311 個であった．

マイクロカテータルモデルを挿入するためのマイクロガイドワイヤーは，Model FP2 と同じ形状をもつモデルを採用した．ヤング率 20 GPa，直径 0.3 mm とした．マイクロガイドワイヤーは 0.5 mm の長さのセグメントで分割され，セグメントの数は 199 個であった．

2.3 計算条件 血管モデルは左端部が原点に来るように配置した．血管モデルの入り口 ($X=0$ mm) においてプラス側に 1 mm，マイナス側に 5 mm の区間でマイクロガイドワイヤーモデル/マイクロカテータルモデルが直線状になるような拘束条件を導入した．血管モデルの入り口に最も近いマイクロガイドワイヤーモデル/マイクロカテータルモデルのセグメントに強制変位を加えた．計算手順は，以下の 4 つの段階から構成される．

・ (Step 1) マイクロガイドワイヤーモデルの挿入

血管モデル入り口からマイクロガイドワイヤーモデルを挿入する．図 2 (右上) において瘤の中心点 O と点 STD を結んだ直線を Finish line とする．マイクロガイドワイヤーモデルは，その先端が Finish line を越えるとマイクロガイドワイヤーモデル挿入解析を終了とした．

・ (Step 2) マイクロカテータルモデルの挿入

マイクロガイドワイヤーモデルに沿ってマイクロカテータルモデルの挿入が行われた．マイクロカテータルモデルがマイクロガイド

ワイヤーモデルの先端に到達するまで挿入した。

・(Step 3) マイクロガイドワイヤーモデルの抜去（マイクロカテーテルモデルの留置）

マイクロガイドワイヤーモデルの抜去は血管モデルの入り口にマイクロガイドワイヤーモデルの先端が到達するまでおこなった。

最後に，コイル挿入時を想定して挿入されたマイクロカテーテルモデルの先端に 0.0001 N から 0.1 N まで力を加えた (Step 4) 。力の方向は，マイクロカテーテルモデル先端の軸方向と，法線方向（遠位側）である。コイル挿入時にコイルに直接加わる力は，0.2 N から 0.3 N 程度と測定されている¹⁰⁾。本研究では，0.1 N を超える荷重では，すべてのマイクロカテーテルモデルで，収束解が得られなかった。これらの理由により，上述の荷重範囲を決定した。

3. 結果

図3にすべてのマイクロカテーテルモデルの Step 3 後の形状を示す。サポートが得られたマイクロカテーテルモデルについて，マイクロカテーテルモデル先端からサポート位置までの距離（血管モデルの中心線に沿って求められた距離）を示す。この図から，サポートを必要とするなら，血管形状に似せたマイクロカテーテルは，その似せる距離を 17 mm 以下にする必要があることがわかった。

図4に血管内に留置したマイクロカテーテルモデルに加えた荷重の方向と，その荷重を与えた際のマイクロカテーテルモデル先端の

変位を示す。Model FP2は、サポートの得られないModel FP4のマイクロカテーテルモデルの変位曲線とよく似ていた。一般的にModel R1, Model R2, Model R3のマイクロカテーテルモデルでは、Model FP1からModel FP6のマイクロカテーテルモデルと比較して荷重が大きい場合でも先端の変位は小さいことがわかった。

サポートの得られたマイクロカテーテルの先端に荷重を加えたとき、その先端部分は、サポート位置を支点にしてたわんでいた。このことから先端の変位は、サポート位置に作用するマイクロカテーテルモデル先端荷重によるモーメントの影響を受けていることが予想される。モーメントは、サポート位置と荷重が作用するマイクロカテーテルモデル先端を結ぶ直線の長さとし、その2点間の直線に対して垂直方向の荷重の積で計算される。この意味で、マイクロカテーテルモデルの先端角度の違いなどを含む見かけの形状や見かけの荷重方向（軸方向や法線方向）に影響を受けない指標になりうる。図5に、サポートが得られたマイクロカテーテルモデルについて、先端変位とモーメントの関係を示す。全体的には、先端変位はモーメントに関して比例していることがわかった。しかしModel FP1やModel FP2は、先端変位2 mmを超えると、先端変位とモーメントの間に線形性が見られない、またはその線形性は、荷重の方向に影響を受けていることがわかった。これらのマイクロカテーテルモデルは、非線形性が強く、先端の変形を予想することが困難であることを示唆している。

これらのグラフにおいて、原点を通る近似直線の傾きの逆数は、マイクロカテーテルモデルの変形しにくさを反映している（その指

標の値が大きいほど，変形しにくく，安定性が高い）ので，これを計算した．近似直線は荷重の方向に関係なく，回帰分析を使って計算した．直線の決定係数は0.548（Model FP1）から0.998（Model R1）であった．

マイクロカテーテルモデル先端からサポート位置までの距離と，計算された近似直線の傾きの逆数のグラフを図6に示す．それぞれのグループ（Model FPnまたはModel Rn）において，サポート距離が長くなるにつれて，近似直線の傾きの逆数が小さくなる傾向がみられた．これは，各グループにおけるマイクロカテーテルの変形のしにくさが，サポート距離と関係があることを示している．しかしグループに関係なく，サポート距離とこの指標を比較すると，マイクロカテーテルモデル先端からサポート位置までの距離が最も長いModel FP2の指標（0.127）は，他のマイクロカテーテルモデルに比べて，約35%小さいことがわかった．サポート距離が6 mm以下のマイクロカテーテルモデルを比較すると，サポート距離が最も短いModel R1の指標（0.214）よりも，サポート距離が長いModel FP1の指標（0.205）ほうが大きく，変形しにくい（安定性が高い）ことがわかった．この指標は，単純にサポート距離に反比例しないことがわかった．

4. 考察

本研究では，留置されたマイクロカテーテルに安定性を与える要因を解明するための基礎的研究として，留置されたマイクロカテーテルモデルの変形特性を調べた．

本研究から得られた知見を，臨床へフィードバックすると，本研究結果は以下のようなことを示している．マイクロカテーテルが安定性を確保するためには，サポートが得られることが必要である．マイクロカテーテルの先端から，正確に血管の中心線と同じ形状に形成した場合，かえって留置時にサポートが得られないことに注意する必要がある．本研究で用いた血管モデルの場合は，17 mmより長く血管の中心線と同じ形状に形成したマイクロカテーテルでは，サポートは得られなかった．

一般的にサポート距離が短いほうが，安定性は向上する．しかしサポート距離が一定値より小さくなると，この関係は，必ずしも成り立たないかもしれない（図6参照）．本研究で用いた血管モデルの場合は，6 mmより小さいサポート距離では，この関係は見られなかった．このことはマイクロカテーテルの先端部分形状が，安定性に，我々が最初に予想したより大きな影響をおよぼしている可能性を示唆している．今後の課題として，マイクロカテーテルの先端部分の形状に注目した調査が必要である．

本研究では，数値計算を実行するために採用された仮定や簡略化は，臨床における環境を抽象化したものである．したがって上述の知見は，一定の限界はあると思われるが，臨床に一般的に適用できると考えている．一方で，臨床での環境を忠実に再現したいという立場に立てば，これらの仮定や簡略化は，再現の限界を意味している．本研究の限界については後述する．

本研究の課題設定は，冠動脈インターベンション分野におけるガイディングカテーテルのバックアップ力とガイディングカテーテル

形状¹¹⁾¹²⁾¹³⁾の関係を調べた研究と似ている。ガイドイングカテーテル先端は冠動脈入り口に固定された条件下で、ガイドイングカテーテルを通じてバルーンカテーテルを挿入する。デバイスの反力によって冠動脈入り口からガイドイングカテーテルが押し出される。これを防ぐために大動脈壁にガイドイングカテーテル接触させる（大動脈壁がガイドイングカテーテルを支える）。これを効果的に達成するためのガイドイングカテーテル形状の設計方法について調べられた。この理論（バックアップ理論¹²⁾）では、一般的には、サポート距離が短いほうが、望ましい（押し出されにくい）という結果が得られた。

一方、本研究は、マイクロカテーテルモデル先端が拘束されていないことが、上の研究との最も顕著な違いである。本研究結果から、サポート位置が6 mm以下であったModel FP1とModel Rn(n=1, 2, 3)を比較すると、Model FP1よりもサポート距離が最も短いModel Rnの方が、近似直線の傾きの逆数が小さく、変形しやすかった。サポート距離が小さい範囲では、サポート距離だけではなく、マイクロカテーテル形状、特に先端部分の形状によっても、より大きな安定性を得られる可能性を示唆している。この意味で、サポート距離はある閾値以下であれば、先端変位を低減する役割は小さくなるかもしれない。

本研究では、上述のように収束解が得られないために荷重の上限を0.1 Nに設定した。本研究は、マイクロカテーテルがコイル挿入時に、瘤から逸脱することを防ぐ安定性を評価することが目的である。図6に示された変形のしにくさを表す指標（近似直線の傾きの逆数）

を推定するためには，使用した血管モデルの瘤の半径である 5 mm 以上の変位が必要であると我々は考えた．図 6 に示された各マイクロカテーテルモデルの先端変位の最大値は，約 3 mm から 7 mm であり，すべてのモデルで，5 mm 以上変位したわけではなかった（図 5 参照）．したがって図 6 に示された値には，不確実性が含まれていると我々は考えている．一方，これより大きい荷重を与えると，いくつかのマイクロカテーテルモデルでは，サポート位置より遠位部分のほとんどが血管壁に密着した．接触節点の急増により収束解が得られなくなったと推測している．例えば荷重を徐々に加えるなどの改良によって，より大きな荷重条件下で収束解を得る可能性を高めることができるかもしれない．このような高荷重条件下での安定した計算の実行は，今後の研究課題の一つである．

本研究では，安定性をマイクロカテーテル先端の変形しにくさを使って評価した．しかし，実際に必要とされる安定性は，コイル留置中に瘤から逸脱しないことである．このような定義では，マイクロカテーテル先端の変形しにくさだけでなく，先端部の角度を含む先端形状や，先端位置も，安定性に大きな影響をおよぼしていることは容易に想像できる．安定性に関する複数の要因を考慮した評価方法を作ることも，今後の研究課題の一つである．

本研究では，簡略化された血管形状を用いており，マイクロカテーテルとマイクロガイドワイヤーの間，またはそれらデバイスと血管の間の摩擦は考慮されていない．血管モデルについて血管の曲げ変形や半径方向の変形を無視しており，血管形状は 2 次元的事実であることも実際の状況とは異なる．デバイスの材料特性は，均一と仮定し

ている．デバイスは，体温や，デバイスに加えられた繰り返しの変形により形状を記憶する機能が弱くなる．しかし本計算では，材料特性にこのような特性を考慮していない．また慣性や速度の影響を無視している．血流の影響も無視している．これらの簡略化は実現象を正確には反映していない．また本研究で用いた計算手法と実際の変形的一致については，一部の条件下では検証した⁶⁾が，すべての条件で検証されたわけではない．本研究の計算結果と，実際の安定性との関連については，実験でも評価される¹⁴⁾必要がある．安定性は，コイルとマイクロカテーテルとの相互作用によって生じる変形を表す性能なので，より正確に評価するためには，マイクロカテーテルを通じてコイルを挿入するシミュレーションを実行する必要がある．本研究では，1種類の血管モデルのみを用いているので，本論文で得られた知見は，多種多様な血管形状を有する血管モデルを用いて，検証される必要がある．これらは今後の課題である．

5. 結言

本研究では，留置されたマイクロカテーテルの変形挙動について調べた．その結果，血管形状を17 mm以上似せたマイクロカテーテルはサポートが得られないことがわかった．またサポート距離が12 mmを超えると，マイクロカテーテル先端の変位を抑制する効果が大幅に低下することがわかった．サポート距離が6 mm以下であれば，サポート距離よりもマイクロカテーテル形状のほうが，マイクロカテーテル先端の変形に大きな影響を与えていることがわかった．これらの結果は，マイクロカテーテルと血管壁との接触位置だけでは

なく，瘤近傍でのマイクロカテーテルの形状が，安定性を確保するために大きな役割を果たしていることを示唆している．これらの知見は，コイル留置中におけるマイクロカテーテルの瘤外への逸脱を低減する形状にマイクロカテーテルをシェイピングする際の有益な指針になりうる．

利益相反の開示

筆頭著者および共著者全員が利益相反はない．

文献

- 1) Wang Y, Chui C, Lim H et al. Real-Time Interactive Simulator for Percutaneous Coronary Revascularization Procedures. *Computer Aided Surgery* 1998; 3: 211-227.
- 2) Otani T, Ii S, Shigematsu T et al. Computational model of coil placement in cerebral aneurysm with using realistic coil properties. *Journal of Biomechanical Science and Engineering* 2015; 10(4): 1-15.
- 3) Konigs K M, van de Kraats E B, Alderlisten T et al. Analytical guide wire motion algorithm for simulation of endovascular interventions. *Med. Biol. Eng. Comput* 2006; 41: 689-700.

- 4) Duriez C, Cotin S, Lenoir J et al. New approaches to catheter navigation for interventional radiology simulation. *Computer Aided Surgery* 2006; 11(6): 300-308.
- 5) Yamamura N, Fukasaku K, Himeno R, et al. Development of Catheter Simulator. *Proceedings of Riken symposium on Computational Biomechanics* 2003: 136-144.(in Japanese)
- 6) Takashima K, Tsuzuki S, Ooike A et al. Numerical analysis and experimental observation of guidewire motion in a blood vessel model. *Medical Engineering & Physics* 2014; 36(12): 1672-1683.
- 7) Kwon J B, Im S H, Park C J et al. Shaping and Navigation Methods of Microcatheters for Endovascular Treatment of Paraclinoid Aneurysms. *Neurosurgery* 2010; 67(1): 34-40.
- 8) Namba K, Higaki A, Kaneko N et al. Microcatheter Shaping for Intracranial Aneurysm Coiling Using the 3-Dimensional Printing Rapid Prototyping Technology: Preliminary Result in the First 10 Consecutive Cases. *World Neurosurgery* 2015; 84(11): 178-186.

- 9) Chaudhary B A and Bathe K J. A solution method for static and dynamic analysis of three-dimensional contact problems with friction. *Computers & Structures* 1986; 24(6): 855-873.

- 10) Matubara N, Miyauchi S, Nagano, Y et al. Experimental Study of Generation Pattern of Coil Insertion Force using an Force Sensor System: Investigation of Friction State between Coil and Aneurysm Wall determined by Difference of Coil Insertion Method and Insertion Speed. *JNET* 2010; 4: 84-90.

- 11) Voda J. Long-Tip Guiding Catheter: Successful and Safe for Left Coronary Artery Angioplasty. *Catheterization and Cardiovascular Diagnosis* 1992; 27:234-242.

- 12) Ikari Y, Nagaoka M, Kim J Y et al. The Physics of Guiding Catheters for the Left Coronary Artery in Transfemoral and Transradial Interventions. *Journal of Invasive Cardiology* 2005; 17(12):636-641.

- 13) Ikari Y, Ochiai M, Hangaishi M, et al. Novel guide catheter for left coronary intervention via a right upper limb approach. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1998; 44: 244–247.

14)Yoshida Y, Kobayasi E, Adachi A et al. Estimation of kickback of micro catheter in coiling using high precision pressure gage. JNET 2015; 9(6):S444.

Figure 1 Concept of simulation models (micro guide wire model, micro catheter model and vessel model). Each model consists of rigid short bars (or pipes) and coil springs. A rigid short bar (pipe) was called as segment.

Figure 2 Schematics of vessel model and micro catheter models.

Figure 3 Snapshots of the placed micro catheter model. The figure in the snapshot shows support distance. The support distance is defined as the length projected to the center line of the vessel model from the tip of the micro catheter to the contact point on the vessel wall.

Figure 4 Load condition (left) and displacement at micro catheter tip versus load (center and right).

Figure 5 Displacement at the tip of micro catheter model with support versus moment. Most of plots linear to moment regardless of load conditions. The linearity of each micro catheter shows deformation resistance of the micro catheter.

Figure 6 Relationship between inverse of the slope of micro catheter model with support and support distance. The inverse of the slope reflects to the deformation resistance of each micro catheter model regardless of axial or lateral load conditions.

Fig. 1

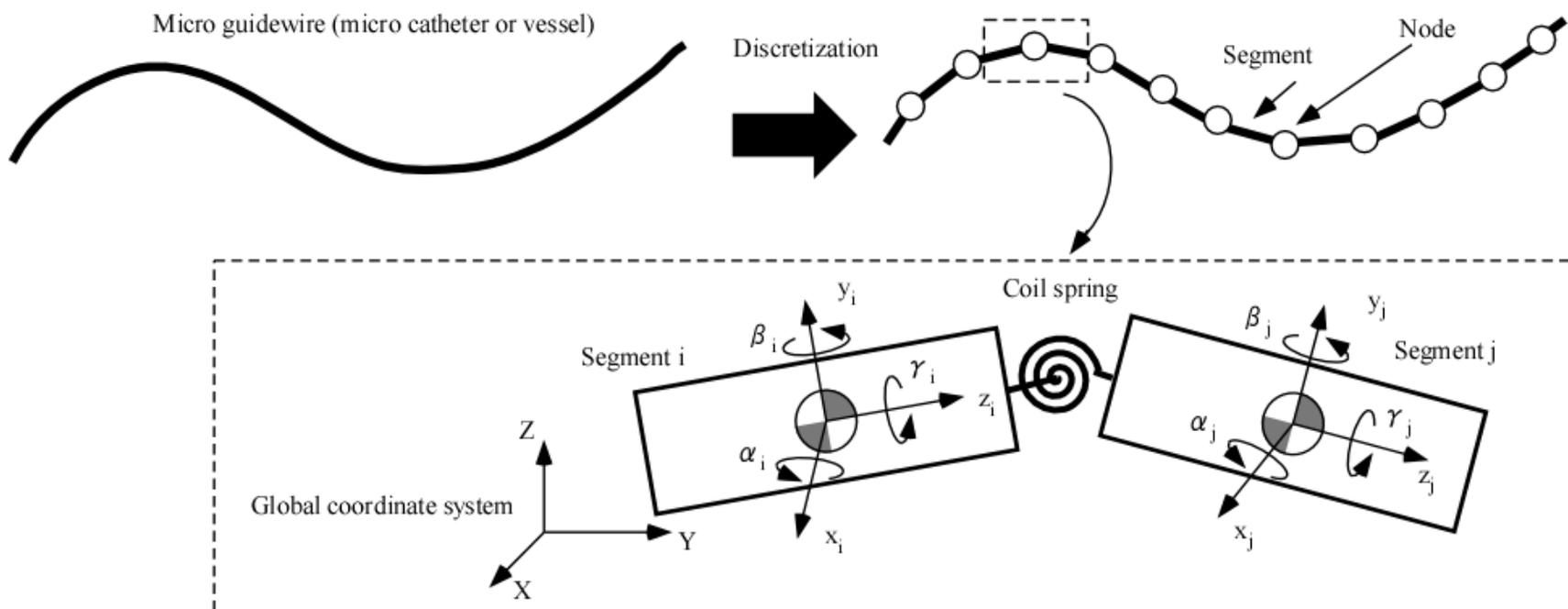
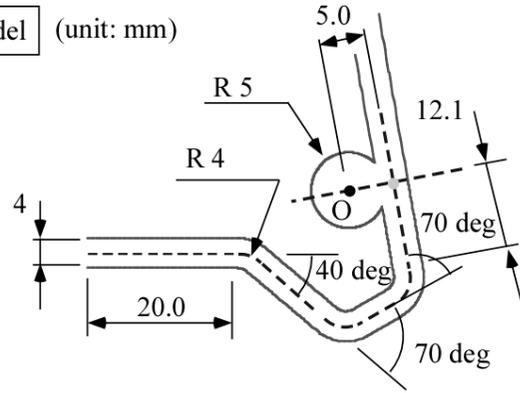
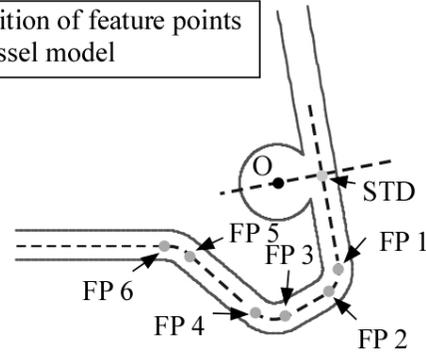


Fig. 2

Vessel model (unit: mm)



Definition of feature points on vessel model



Micro catheter models (unit: mm)

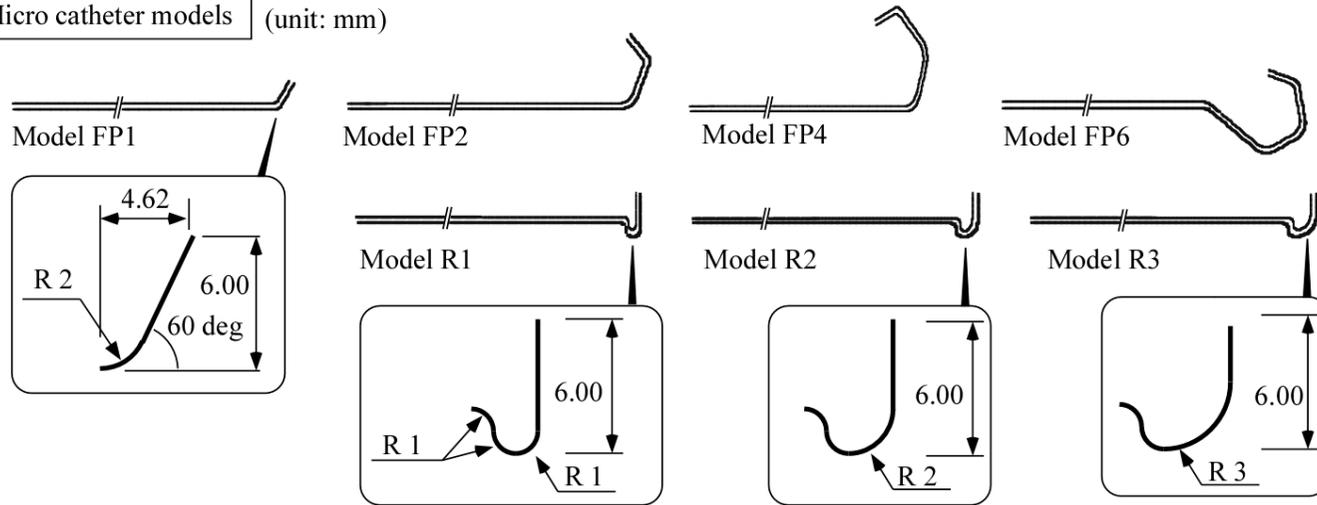


Fig. 3

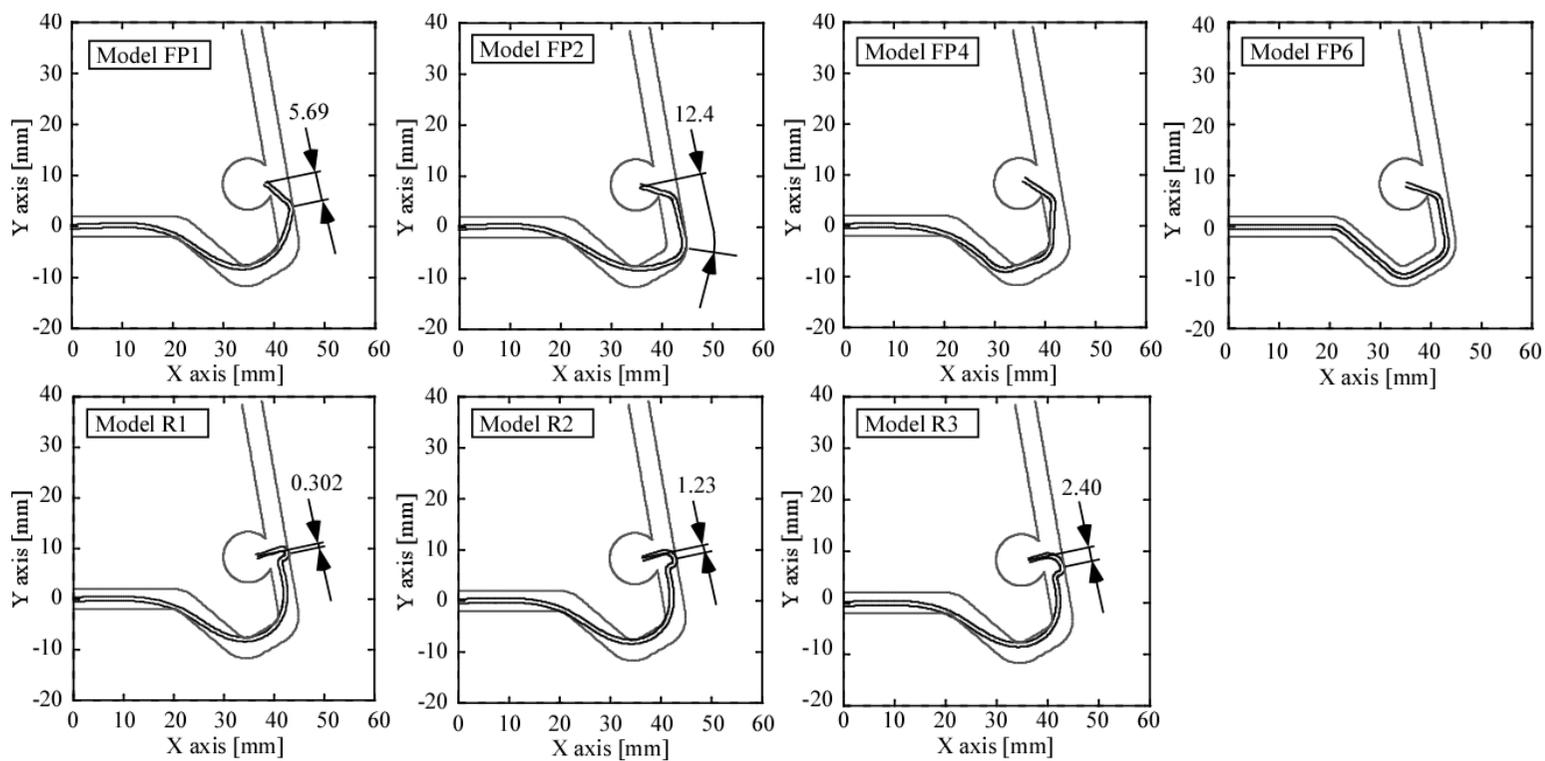


Fig. 4

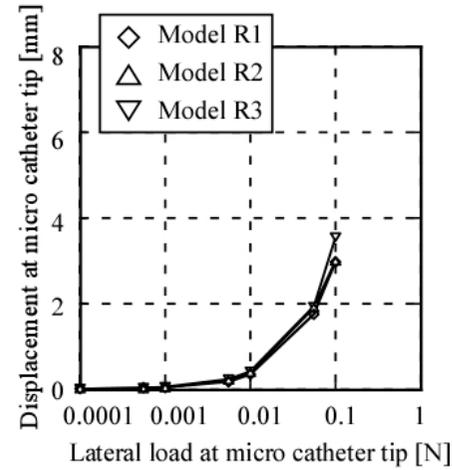
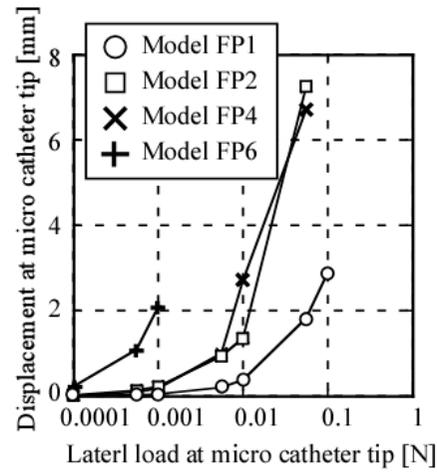
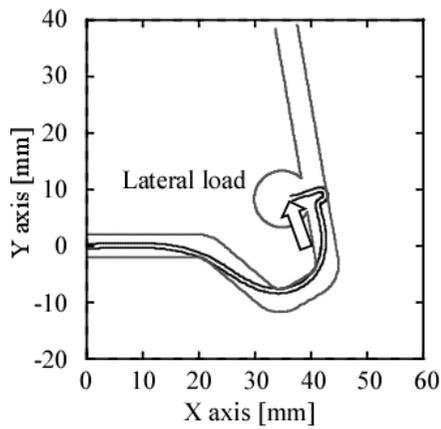
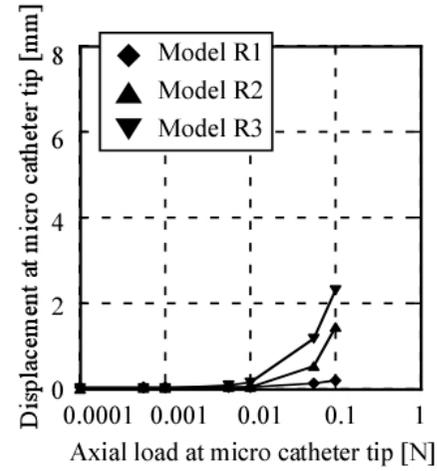
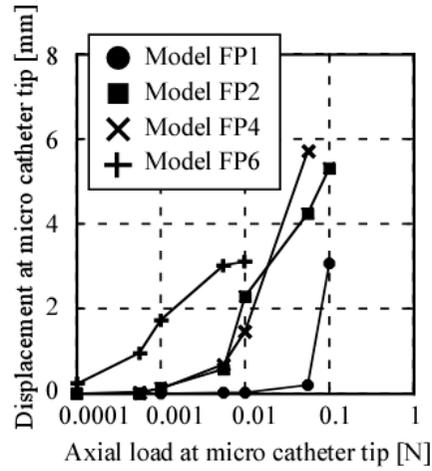
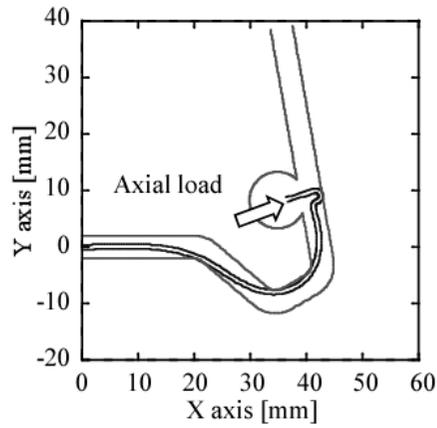


Fig. 5

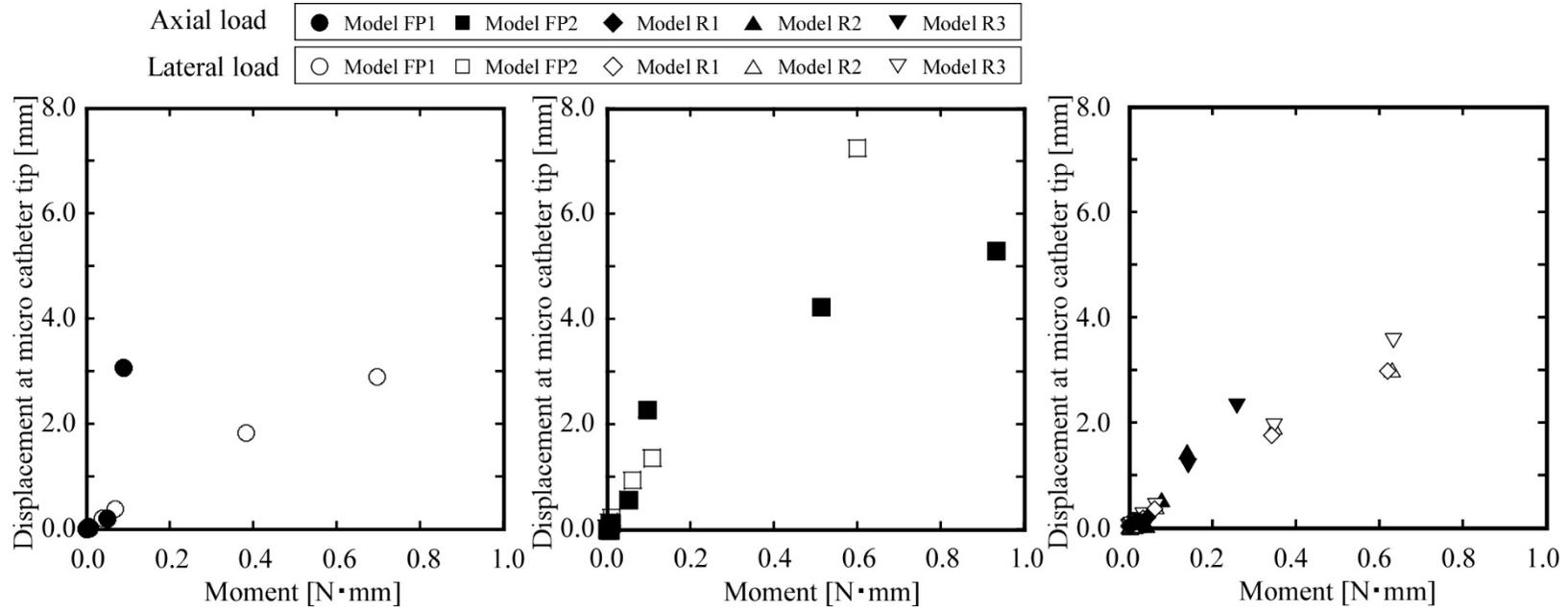


Fig. 6

