

# FE Braided Stent モデルの開発

## Development of FE Braided Stent Model

大倉慈和<sup>1)</sup>, 山仁創一郎<sup>2)</sup>, 谷口遼<sup>2)</sup>, 北原翔馬<sup>3)</sup>, 鈴木昂太<sup>3)</sup>,  
渡邊大<sup>4)</sup>, 高尾洋之<sup>5)</sup>

Yoshio Ohkura, Souichiro Yamani, Ryo Taniguchi, Shoma Kitahara, Kota Suzuki, Dai Watanabe and Hiroyuki Takao

1) 芝浦工業大学 理工学研究科 (〒337-8570 埼玉県さいたま市見沼区深作307, E-mail: nb22106@shibaura-it.ac.jp)

2) 芝浦工業大学 理工学研究科 (〒337-8570 埼玉県さいたま市見沼区深作307)

3) 芝浦工業大学 システム理工学部 (〒337-8570 埼玉県さいたま市見沼区深作307)

4) 工博 芝浦工業大学 システム理工学部 教授 (〒337-8570 埼玉県さいたま市見沼区深作307)

5) 医博 東京慈恵会医科大学 脳神経外科学講座 准教授 (〒337-8570 埼玉県さいたま市見沼区深作307)

A cerebral aneurysm is a vascular disorder characterized by a balloon-like bulge in a blood vessel in the brain. Continuous blood flow into the aneurysm can eventually lead to its rupture, resulting in subarachnoid hemorrhage. One of the treatment methods for unruptured cerebral aneurysms is the deployment of a flow-diverter stent. Due to ethical and cost-related considerations, numerical simulations are often employed in research on flow-diverter stents. In the case of braided stents, the friction coefficient between strands significantly affects the stent deployment process, and accurate representation of the deployed behavior requires careful consideration of this parameter. In this study, to efficiently identify the friction coefficient, we conducted dynamic explicit finite element simulations to investigate the relationship between the inter-strand friction coefficient and the axial tensile force of the braided stent. Based on the simulation results, we discuss the relationship between the friction coefficient and the tensile load.

**Key Words :** FEM, Dynamic, Braided Stent, Flow-diverter, Parameter identification.

### 1. 緒言

脳動脈瘤とは脳の血管に風船のような膨らみができる脳血管障害である。この脳動脈瘤内に血液が流れ込み続けることによって最終的には破裂し、くも膜下出血を引き起こす。破裂前に脳動脈瘤を発見した場合の治療方法の一つとしてFDS (Flow-Diverter Stent) 留置術がある。FDS留置術とは鼠径部から血管内にカテーテルを挿入し、脳動脈瘤基部にFDSを留置することで脳動脈瘤に流入する血流を抑制させ、最終的には閉塞させる。

FDSの研究では、倫理的観点、コスト的観点から数値計算を用いて進められることがある。Maらは有限要素シミュレーションによるFDS留置と血流解析の結果から脳動脈瘤内部の流速を低減させるFDS留置手法の提案を行っている[1]。WenyuらはMaらが提案した手法によって脳動脈瘤基部の親血管が約0.2mm増加することを報告している[2]。ShiozakiらはStentの展開不良の原因を有限要素シミュレーションによって解明した[3]。

これら多くの研究者が数値計算を活用し、FDSの効果およびFDSの構成方法の一つであるワイヤを円筒状に編み込んだ形状を有するBS (Braided Stent) について研究を進めている。BSでは、ストランド間の摩擦係数がBSの展開に影響し、展開中の挙動を精度良く示すためには重要である。これらの研究ではストランド同士の摩擦係数の同定を感覚的に検証し重ね合わせ込んでいる。この定石的な決定方法はBSのモデル構築において非常に膨大な時間

を必要とする。また、最適化手法を用いたとしても学習データを最適解に近い値をはじめから狙うことが可能であれば開発の短縮につながると考える。

そこで本論では、効率的な同定を目指し、ストランド間の摩擦係数とBSの軸方向荷重の傾向を明らかにすることを目的とする。それにあたり本論では有限要素法による動的陽解法によりシミュレーションした結果について報告する。

### 2. 方法

FEMによる動的解析方法は大きく分けて陰解法と陽解法がある。この違いは時間微分項の離散化の方法によって解かなくてはならないつり合い方程式の解法が異なるためである。BSを対象としたシミュレーションでは陰解法と陽解法を収束性により切り替える方法など個々の戦略に合わせた解法が取られてきた[1][2][3][4][5]。陰解法の利点としては、時間増分を理論上無限に取ることが可能なため要素を小さくせざるを得ないstentの問題に対して有効的である。欠点としては、特にBSのようなワイヤが編み込まれている形状の場合、接触計算が収束しない場合があり、この課題に対して多くのパラメータを最適に設定する必要がある。陽解法の利点としては、陰解法の欠点として述べた接触に関する課題に強く安定して計算することが可能である。欠点としては、時間増分にクーラン条件による制限がある。式(1)にビーム要素のクーラン条

件を示す.

$$\Delta t_{max} = \frac{l_{min}}{(E/\rho)^{(1/2)}} \quad (1)$$

$\Delta t_{max}$ は最大時間増分,  $l_{min}$ は各要素の最小代表長さ,  $E$ はヤング率,  $\rho$ は質量密度である. 式から要素の大きさが時間増分を制限している因子の一つということが分かる. そのため, 陽解法では並列計算によって補う必要がある. 陰解法と陽解法の半陰解法の利点としては, 基本的には陰解法により陽解法に比べ大きい時間増分を取り, 収束性が難しい部分では陽解法に切り替えることで欠点を補うことが可能である. 欠点としては, 陰解法以上の最適に設定しなければならないパラメータの多さがある. この中で本論では, 計算の安定性から動的陽解法によるBSを対象としたシミュレーションを実施した. 次に動的陽解法の詳しい説明を行う.

### (1) 中心差分法による陽的時間積分法

動的問題における運動方程式に粘性を考慮したnステップ目のつり合い方程式は次のように表せる.

$$[M]\{\ddot{u}\}^n + [C]\{\dot{u}\}^n + [K]\{u\}^n = \{P\}^n \quad (2)$$

$[M]$ は質量マトリクス,  $[C]$ は減衰マトリクス,  $[K]$ は剛性マトリクス,  $\{u\}$ は変位ベクトル,  $\{P\}$ は外力ベクトルである.

ここで, 時間の関数 $u(t)$ についてTaylor展開を行い, 整理すると次のように表すことができる.

$$\{\ddot{u}\}^n = \frac{\{u\}^{n+1} - 2\{u\}^n + \{u\}^{n-1}}{(\Delta t)^2} \quad (3)$$

$$\{\dot{u}\}^n = \frac{\{u\}^{n+1} - \{u\}^{n-1}}{2\Delta t} \quad (4)$$

式(3), 式(4)を式(2)に代入し, 次のように整理する.

$$\left( \frac{1}{(\Delta t)^2} [M] + \frac{1}{2\Delta t} [C] \right) \{u\}^{n+1} = \{P\}^n + \frac{2}{(\Delta t)^2} [M]\{u\}^n - \frac{1}{(\Delta t)^2} [M]\{u\}^{n-1} + \frac{1}{2\Delta t} [C]\{u\}^{n-1} [K]\{u\}^n \quad (5)$$

$\{u\}^{n+1}$ について整理すると次のように表すことができる.

$$\{u\}^{n+1} = \left( \frac{1}{(\Delta t)^2} [M] + \frac{1}{2\Delta t} [C] \right)^{-1} \left( \{P\}^n + \frac{2}{(\Delta t)^2} [M]\{u\}^n - \frac{1}{(\Delta t)^2} [M]\{u\}^{n-1} + \frac{1}{2\Delta t} [C]\{u\}^{n-1} [K]\{u\}^n \right) \quad (6)$$

ここで,  $[M]$ と $[C]$ から対角行列となり, 計算は各成分に対してのスカラーの逆数を取るだけとなる. この結果, 独立したスカラー方程式に分解されるため, 自由度間の連成が解消される. これにより連立方程式を解くことなく自由度ごとに個別計算が可能となる.

### (2) 材料モデル

本論では最終的にMichaelらの実施したBS引張試験と比較を行う[6]. 実験と同様に, 自己拡張型BSであるUrolumeTM Wallstent®(AMS Medinvent SA, Crissier, Switzerland)をモデリングしていくため, 材料モデルを図1に示す塑性材料とした. また, 使用した定数を表1に示す.

### (3) Braided Stentモデリング

BSは前述で述べたようにワイヤを円筒状に編み込んだ形状である. モデリングをする上ではこの編み込み形状を再現する必要がある. そこで本論では, 編み込み関数を作成することで編み込みのモデリングを行った.

BS作成に使用した設計変数を表2に示し, 作成したBSモデルと設計変数の指示を図2に示す. 設計変数はMichaelらの論文を参考に決定された[6]. シミュレーションの高速化のためマススケーリングが導入された. 要素はHughes-Liuのビームモデルを使用した. これにより, 軸方向に圧縮荷重が発生した際の安定性が向上される. このモデルをメッシュサイズ0.5mmと0.2mmの2モデルが作成された. また, 動摩擦係数と静摩擦係数に対する

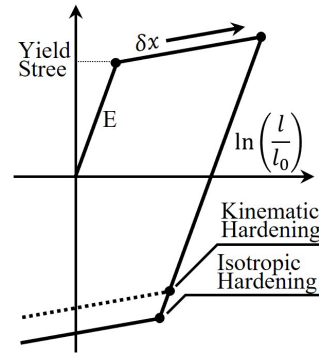


Fig. 1 Plastic Material Model

Table 1 Material properties[6].

Parameter	Unit	Value
$\rho$ Density	kg/m <sup>3</sup>	$8.25 \times 10^3$
$E$ Young's modulus	Pa	$2.06 \times 10^{11}$
$G$ Rigidity modulus	Pa	$8.15 \times 10^{10}$
$\sigma_Y$ Yield strength	Pa	$2.5 \times 10^9$

Table 2 Design variables[6].

Parameter	Unit	Value
$CD_{bs}$ Initial center stent diameter	mm	16.71
$SD_{bs}$ Strand diameter	mm	0.22
$N_{strands}$ Number of strands	-	24
$SA_{bs}$ Initial pitch angle	degree	118.3
$L_{bs}$ Initial stent length	mm	87.5

パラメトリックスタディを行うため静摩擦係数を0.1から0.4、動摩擦係数を0.02から0.08で変動させた。

#### (4) 境界条件

境界条件の概要を図3に示す。BSモデルの-z方向の端をz方向に拘束し、+z方向の端に対して、+z方向に62.5mmの強制変位を与えた。

### 3. 結果

引張試験結果を図4、図5に示す。結果からどちらのメッシュサイズも一定の精度は保たれていることが分かる。静摩擦係数が高いモデルでは張力の増加に伴って荷重が振動することが確認された。また、メッシュサイズが0.5mmのBSモデルでは、摩擦係数に関わらず90mmから100mmの区間において荷重が振動することが確認された。

### 4. 考察

図6にメッシュサイズのみが異なるモデルの比較を示す。ここから低い摩擦係数のモデルによる初期の荷重の振動はメッシュサイズに依存することが分かる。また、本論で検証した摩擦係数の範囲では静摩擦が支配的であり、高い静摩擦係数では、急激なストランドのすべりによって荷重振動が発生していると考えられる。

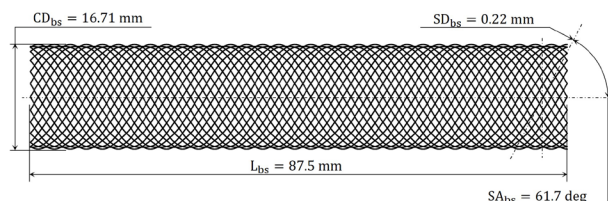


Fig. 2 Created BS model and design variables.

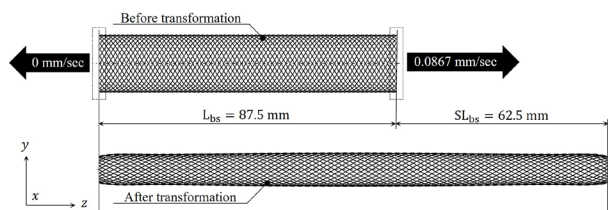


Fig. 3 Boundary Conditions.

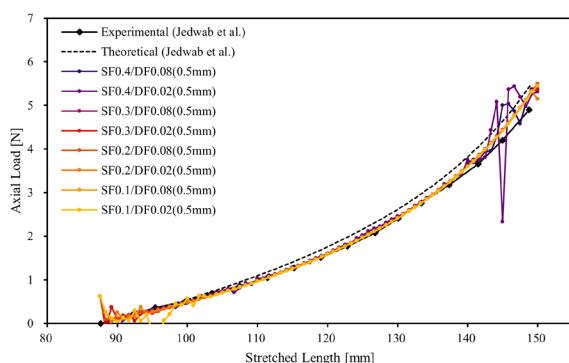


Fig. 4 BS tensile test results for mesh size 0.5mm.

### 5. 結言

本論の結果からメッシュ精度の収束判定は低摩擦状態が効果的であり、初期の荷重振動による判断が有効であると考えられる。また、静摩擦係数の高い場合では荷重が増加するにつれて荷重振動が発生する。これを用いて新たに変動係数のようなばらつきを表す指標を取り入れることで高精度かつ効率的な同定が可能であると推測される。

#### 参考文献

- [1] Ding Ma et al.: Computer modeling of deployment and mechanical expansion of neurovascular flow diverter in patient-specific intracranial aneurysms, Journal of Biomechanics, Vol.45 (13), pp. 2256-2263, 2012.
- [2] Wenyu Fu et al.: Interaction between Flow Diverter and Parent Artery of Intracranial Aneurysm: A Computational Study, Applied Bionics and Biomechanics, Vol.2017 (1), 2017.
- [3] Shunya Shiozaki et al.: Computational modeling of braided-stent deployment for interpreting the mechanism of stent flattening, Numerical Methods in Biomedical Engineering, Vol.37 (12), e3335, 2020.
- [4] 須賀一博ら：自己拡張型大腸ステントが閉塞性大腸癌へ及ぼす機械的刺激評価のための有限要素解析, 計算工学講演会論文集, Vol.29, C-09-03, 2024.
- [5] Yoshio Ohkura et al.: Influence evaluation of flow diverter stent parent vessel coverage on cerebral aneurysm through the CFD-DEM coupling simulation, World Congress in Computational Mechanics and ECCOMAS Congress, 2024.
- [6] MR Jedwab et al.: A study of the geometrical and mechanical properties of a self-expanding metallic stent-theory and experiment, Journal of applied biomaterials, Vol.3 (1), pp.77-85, 1993.

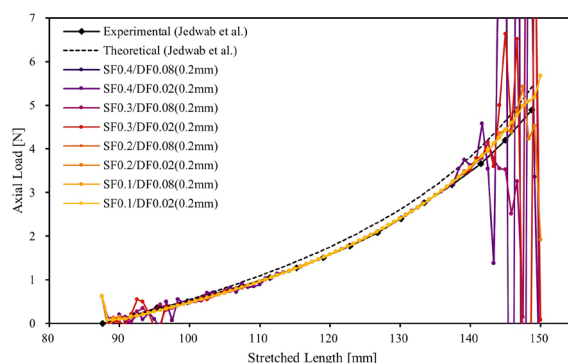


Fig. 5 BS tensile test results for mesh size 0.2mm.

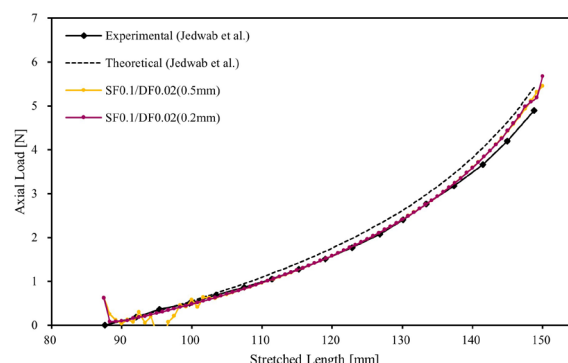


Fig. 6 Mesh Convergence.