

原著

シリコン血管モデルを用いてステントリトリーバー回収時の血管変位を評価する方法

横田麻央¹, 大島共貴², 永野佳孝³, 川口礼雄¹, 宮地 茂^{1,2}

愛知医科大学 脳神経外科¹, 脳血管内治療センター²,
愛知工科大学 工学部 電子制御・ロボット工学科³

連絡先

大島 共貴 愛知医科大学 脳神経外科

〒480-1195 愛知県長久手市岩作雁又1番地1

電話番号：0561-62-3311、

FAX：0561-62-2879

メールアドレス：tmtkoh@gmail.com

Keywords: endovascular treatment, silicon model, stent retriever, vessel shift

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。

要旨

【目的】脳血管内治療において、デバイスの通過による血管の変位は時として重大な合併症に繋がる。我々はシリコン血管モデルを用いて血管の変位を数値で表す方法を考えた。【方法】血管モデルの長軸に沿って約 5mm の間隔で 10 個のポイントを付けた。各種ステントリトリーバーを回収して血管モデルが変位する様子を、高精度 CCD ビデオカメラで撮影した。撮影した動画をコンピュータ上で重ね合わせることによって、10 点それぞれのマーカの最大振幅を記録した。【結果】同じ製品ではステント径の大きいもの、ステント有効長の長いものほど血管変位が大きく、ハーフ展開は変位を減弱できることがわかった。一方、節構造のステントではサイズの割に血管変位が小さかった。【結論】血管へのストレス度合いが数値で明らかとなれば、血管に愛護的なデバイスの使用法を把握することができ、デバイス選択の一助になる。また、術者のトレーニングにも貢献できると思われる。

はじめに

脳血管内治療において、各種デバイスが血管内を通過するとき血管壁には動的ストレスがかかる。頭蓋内のように周囲の指示組織が強固でない部位の血管では、デバイスのストレスによって血管の変位が起こりやすい。この血管変位は、デバイスの種類、誘導の技術、引き抜くときの速度、解剖学的構造など様々な条件によって影響される。我々は、シリコン血管モデルを用いて、血管の変位を数値で表す方法を考えた。血管へのストレス度合いが数値で明らかとなれば、血管に愛護的なデバイスの使用法を知ることができる。本稿ではその方法を紹介するとともに、各種ステントリトリーバーを一定の同じ速度で引き抜いたときの血管変位を示して、本法の有効性について考察する。

対象と方法

United Biologics 社 (Santa Ana, CA, USA) 製のシリコン血管モデルを使用した。左総頸動脈から中大脳動脈遠位を型抜き作成したモデルを用いた。総頸動

脈径 6.5mm、頸部内頸動脈径 4.0mm、頭蓋内内頸動脈径 3.6mm、中大脳動脈 M1 部径 2.3mm、M2 部径 1.5mm、M3 部径 1.0mm、全長は 20cm、血管壁の厚さは概ね 0.5mm であった。近位端と遠位端を土台に固定した。内腔に界面活性剤を付加した水道水を満たした。市販の赤色水性マーカー（POSCA 極細: 三菱鉛筆株式会社, 東京）を用いて、血管モデルの M2 から内頸動脈にかけて長軸に沿って 1cm おきにマークした。モデルの長軸に沿って約 5mm の間隔で 10 個のポイントを付けた（図 1）。デバイスを誘導または回収するときに、血管モデル全体を高精度 CCD ビデオカメラ（Dino-Lite Digital Microscope AM-2001; AnMo Electronics Corporation, New Taipei City, Taiwan）で撮影した。

ステントリトリーバーは、①Solitaire 4×40（Medtronic, Irvine, CA, USA）、②Solitaire 6×40（Medtronic）、③EmboTrap 5×33（Cerenovus, Johnson & Johnson, New Brunswick, NJ, USA）、④Trepo 6×25（Stryker, Kalamazoo, MI, USA）、⑤Tron 4×20（TERUMO, 東京）を使用した。①と②については、20mm までの展開に留めて回収するハーフ展開法¹も試みた（①'、②'）。ステントリトリーバーを手動的に誘導・展開したあと、ボールねじ式リニアアクチュエータを用いて 10mm/s の一定速度で引き抜いた²。撮影した動画をコンピュータ上で重ね合わせることで、マーカー 10 点を 1 秒間隔で追跡し、それぞれのマーカーの最大振れ幅を計測し、記録した（図 2）。各手技は 5 回施行してポイントの最大振れ幅の平均値を記録した。10 点の平均値は血管変位の平均値と解釈した。

結果

各ステントリトリーバーの平均値を表 1 に示す。最も変位が大きかったのは②Solitaire 6×40 の 11.5mm であった。続いて、④Trepo 6×25 の 9.8mm、①Solitaire 4×40 の 9.5mm、②'Solitaire 6×20 の 8.0mm、③EmboTrap 5×33 の 3.5mm、①'Solitaire 4×20 の 3.4mm、最も変位が小さかったのは⑤Tron 4×20mm の 2.9mm であった。

考察

脳血管内治療において、デバイスの血管に対する動的ストレスは時として重大な合併症に繋がる。一例として、機械的血栓回収術でのステント牽引時の血管変位は、血管攣縮や血管解離、穿通枝引き抜きによるクモ膜下出血などを引き起こす³。これに対しては、ステントの部分的展開¹や ASAP 法⁴など、血管変位を最小限に留めるテクニックが報告されている。一方で、回収困難な血栓をより強固にステントと絡ませる目的に、Push & Fluff 法^{2,5,6}などが報告されているが、ステントを押し開く力がどの程度血管に対するストレスとなっているかは不明である。

我々は、血管変位の評価を数値で表すことができれば、各種デバイスの特性を知ることができ、かつ安全に使用することができるのではないかと考えた。実際、本研究においては単にステントリトリーバーのサイズと血管変位の度合いが関連している訳ではなかった。

検証例に使用したステントリトリーバーにおいては、同じ製品ではステント径の大きいもの、ステント有効長の長いものほど血管変位が大きく、ハーフ展開は変位を減弱できることがわかった。これらの所見は、Ohshima ら⁶や Ulm ら⁷による実験的検証において、より径の大きいものや有効長の長いステントが、血栓を引き抜く力がより大きかったという報告と一致している。また、Hausen ら⁸は実臨床においてもより長いステントの使用が好成績に寄与すると報告している。血管の変位を各種ステントごとに直接比較検討した報告は渉猟できなかったが、拡張力の強さと血栓回収能力の高さは、血管変位の大きさに比例していると考えられる。本研究にて計測した数値から、血管変位の程度は大きく 2 群に分けることができる。大きい方の②④①②'は平均 9.7mm、小さい方の③①'⑤は平均 3.3mm である。この中の③EmboTrap は、5.0×33mm というサイズの割には血管変位が 3.5mm と小さかった。これは節構造のステントデザインが寄与していると思われた。

本研究の最大の限界点は、シリコンと生体血管の相異である。シリコンの性質は一様でなく、壁の径や厚さによって内壁の摩擦係数も多様となる。生体で

しばしば観察される、長軸方向へのアコーディオン上の短縮現象は再現が難しい。精度を臨床に近くして均一化させるためには、さらなる検証が必要である。また、今回の我々の評価方法では、各マーカーが最大振れ幅を示す時点はマーカー毎に異なっているため、ある瞬間の最大変位は反映できていない。各マーカーの振れ幅の合計や振れ幅を時間で積分するなどの評価方法を検討する必要がある。

結論

シリコン血管モデルを用いて、血管の変位を数値で表す方法を報告した。血管へのストレス度合いが数値で明らかとなれば、血管に愛護的なデバイスの使用方法を知ることができる。数値で評価することができるため、術者のトレーニングにも応用できると思われる。

Tomotaka Ohshima と Shigeru Miyachi は日本メドトロニック社（東京）より講演料等の謝金を受けている。筆頭著者およびその他共著者に開示すべき利益相反はない。

参考文献

1. Wan Y, Yang IH, Orru E, et al. Endovascular Thrombectomy for Distal Occlusion Using a Semi-Deployed Stentriever: Report of 2 Cases and Technical Note. *Neurointervention* 2019;14:137-141.
2. Kawaguchi R, Ohshima T, Nagano Y, et al. Experimental Evaluation of Stent Clot Retrieval Using the Confront Clot Scrambling Method with an Equitable Automatic Withdrawal Machine. *Asian J Neurosurg* 2019 25;14:1165-1167.
3. Leishangthem L, Satti SR. Vessel perforation during withdrawal of Trevo ProVue stent retriever during mechanical thrombectomy for acute ischemic stroke. *J Neurosurg* 2014;121:995-998.

4. Goto S, Ohshima T, Ishikawa K, et al. A Stent-Retrieving into an Aspiration Catheter with Proximal Balloon (ASAP) Technique: A Technique of Mechanical Thrombectomy. *World Neurosurg* 2018;109:e468-e475.
5. Haussen DC, Rebello LC, Nogueira RG. Optimizing Clot Retrieval in Acute Stroke: The Push and Fluff Technique for Closed-Cell Stentriever. *Stroke* 2015;46:2838-2842.
6. Ohshima T, Kawaguchi R, Nagano Y, et al. Experimental Direct Measurement of Clot-Capturing Ability of Stent Retrievers. *World Neurosurg* 2019;121:e358-e363.
7. Ulm AJ, Khachatryan T, Grigorian A, et al. Preclinical Evaluation of the NeVa™ Stent Retriever: Safety and Efficacy in the Swine Thrombectomy Model. *Interv Neurol* 2018;7:205-217.
8. Haussen DC, Al-Bayati AR, Grossberg JA, et al. Longer stent retrievers enhance thrombectomy performance in acute stroke. *J Neurointerv Surg* 2019;11:6-8.

図の説明

図 1. シリコン血管モデルを示す。変位が追跡できるように 10 点の赤いマーカーが付けてある。

図 2. A-E: ステントリトリーバーを左の末梢側より引き抜いている動画からキャプチャーした写真を示す。血管モデルの遠位側より 6 つ目のマーカーを黄色矢印で指し示す。マーカーの動きを明るい赤点で追跡している。F: 最もマーカーの距離が遠い 2 点間（白矢印）を計測した。

| 表1. Markerが変位した平均距離 (mm) | | | | | | | | | | | |
|--------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|-----------|---------|
| | Marker 1 | Marker 2 | Marker 3 | Marker 4 | Marker 5 | Marker 6 | Marker 7 | Marker 8 | Marker 9 | Marker 10 | Average |
| Stent retriever | | | | | | | | | | | |
| ① Solitaire 4 × 40 | 3.65 | 4.54 | 5.29 | 6.54 | 8.19 | 9.64 | 11.3 | 15.27 | 15.46 | 15.6 | 9.548 |
| ①' Solitaire 4 × 20 | 1.44 | 1.65 | 2.03 | 2.33 | 2.83 | 3.22 | 4 | 4.97 | 6.09 | 5.5 | 3.406 |
| ② Solitaire 6 × 40 | 2.63 | 4.22 | 6.25 | 8.35 | 10.86 | 13.15 | 16.34 | 11.51 | 21.28 | 20.47 | 11.506 |
| ②' Solitaire 6 × 20 | 2.05 | 2.99 | 5.07 | 6.17 | 7.02 | 8.12 | 9.92 | 11.09 | 12.86 | 14.91 | 8.02 |
| ③ EmboTrap 5 × 33 | 1.53 | 2.01 | 2.69 | 3.07 | 3.17 | 3.85 | 3.77 | 4.15 | 5.02 | 6.14 | 3.54 |
| ④ Trevo 6 × 25 | 6.35 | 7.67 | 8.63 | 9.49 | 9.36 | 10.16 | 10.36 | 11.16 | 11.8 | 12.9 | 9.788 |
| ⑤ Tron 4 × 20 | 1.93 | 2.22 | 2.71 | 2.88 | 2.97 | 3.06 | 3.07 | 3.26 | 3.45 | 3.55 | 2.91 |

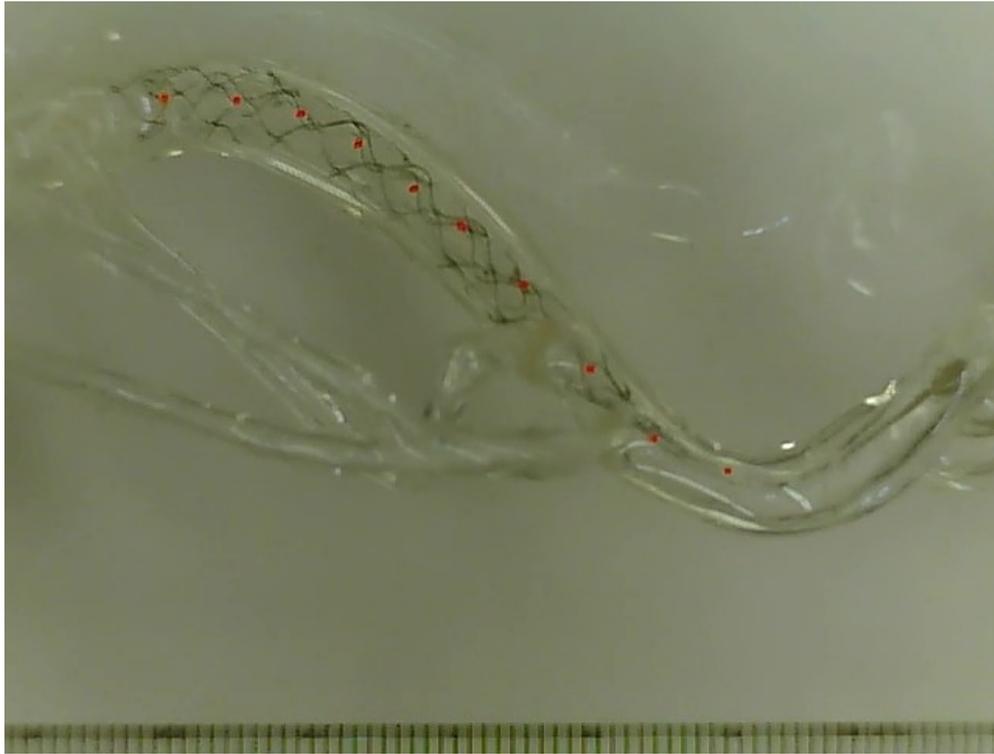


図1. シリコン血管モデルを示す。変位が追跡できるように10点の赤いマーカーが付けてある。

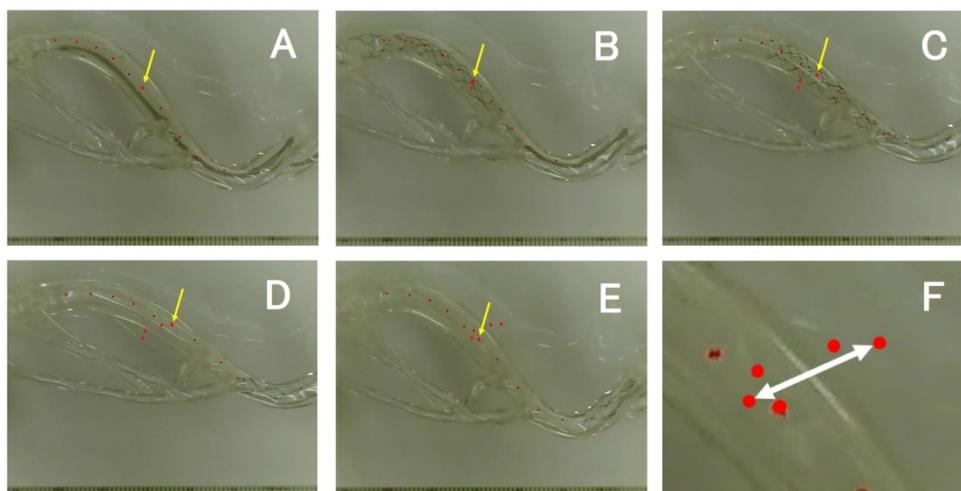


図2. A-E:

ステントリトリーバーを左の末梢側より引き抜いている動画からキャプチャーした写真を示す。血管モデルの遠位側より6つ目のマーカーを黄色矢印で指し示す。マーカーの動きを明るい赤点で追跡している。F: 最もマーカーの距離が遠い2点間 (白矢印) を計測した。

301x154mm (150 x 150 DPI)