

血管内治療用一体構造型把持鉗子の開発

Development of Monolithic Structure Grasp Forceps for Endovascular Therapy

佐藤伶香 (立命館大学) 大森隆弘 (立命館大学) ○野方 誠 (立命館大学)

Reika SATO, Takahiro OMORI and Makoto NOKATA, Ritsumeikan University

Abstract: Minimally Invasive Surgeries (MIS) becomes popular by use of catheters and forceps. A forceps generally consists of many micro parts. It is difficult to assemble it. Therefore, we have developed a one part grasping forceps. The new forceps is no assemblage and no risk of part decomposition. As the result of the verification experiment, the forceps operated opening and closing, and grasped successfully platinum coil.

Key Words: Grasping Forceps, Minimally Invasive Surgery, Flexible Mechanism

1. 背景

動脈瘤や血管狭窄といった血管疾患の治療法として、血管内にステントやコイルを留置する方法がある。血管内に留置する人工物の位置調整や回収作業専用の治療器具がないため、ガイドワイヤが代用されており、血管内の人工物に対して「引っ掛ける」「絡める」といった不確実な方法をとる。本研究の先行研究として、極細径把持鉗子が開発されたが、直径1 mmであるため、組み立て難易度が高いといった問題がある。

2. 目的

本研究では、組み立て不要な一つのパーツから成る一体構造型把持鉗子を製作することを目的とする。

一体構造型とは、従来の関節部分に弾性材料の変形を利用することである。

3. 一体構造型把持鉗子

3-1 把持鉗子の設計

設計した一体構造型把持鉗子の概要を図1に示す。本把持鉗子は把持部、関節部、固定部、駆動力伝達部から構成されている。関節部、駆動力伝達部がそれぞれ把持部に連結しており、把持部は二重構造となっている。

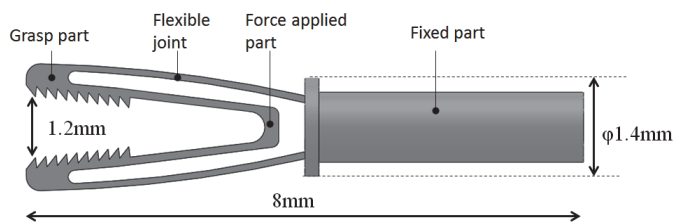


Fig. 1 Schematic diagram of Monolithic Structure Forceps

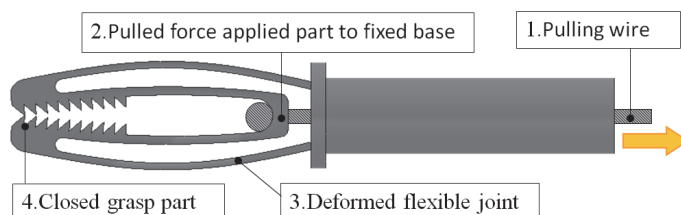


Fig. 2 Principle of motion

駆動力伝達方法の概要を図2に示す。本把持鉗子はワイヤ駆動である。ワイヤに張力をかけると駆動力伝達部が荷重方向に移動し、側面のアーチ部が外側へと撓むことで、先端部が閉じる。

3-2 把持鉗子の解析

把持鉗子の変形時における応力分布と開閉動作に必要なワイヤ張力(駆動力)を確かめるため、構造解析を行った。解析環境を図3に示す。把持鉗子の固定部を固定し、駆動力伝達部に荷重を与え、完全に閉じるまで0.1 N毎に荷重を増加する。

駆動力4.2 Nのときの解析結果を図4に示す。変形後の状態において先端部が接触していることがわかる。このことから把持部が閉じる理論上の駆動力は4.2 Nである。応力分布に関しては、駆動力伝達部と関節部の広い範囲に応力が分布しており、降伏応力の50%の値である。

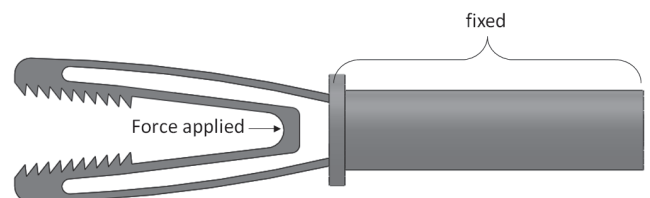


Fig. 3 Analysis conditions

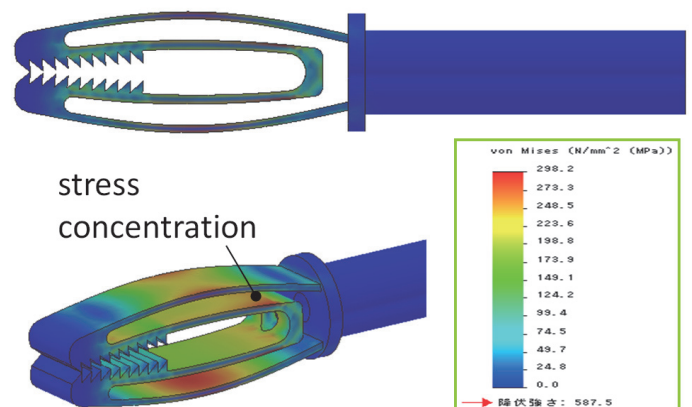


Fig. 4 Results of stress analysis

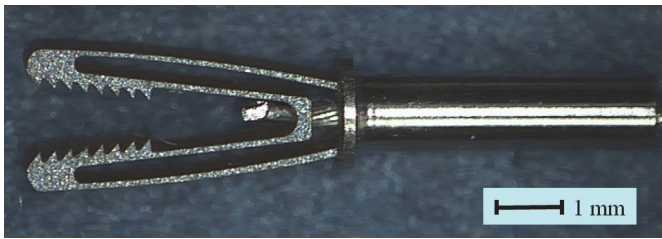
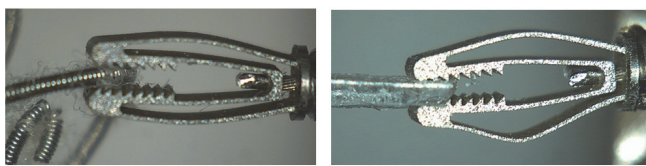


Fig. 5 Prototype of forceps



(a) No force applied (b) force applied

Fig. 6 Drive motion



(a) Platinum coil (b) Silicon

Fig. 7 Grasping motion

3-3 把持鉗子の製作

製作した把持鉗子を図5に示す。材料としてTi-Ni形状記憶合金を用いた。形状記憶合金の超弾性という特性を利用するためである。Ti-Ni形状記憶合金は血管内のステントにも使用されているため、生体適合性も確認されている。ワイヤ放電加工により製作した。

4. 検証実験

4-1 駆動力伝達検証実験

製作した把持鉗子の開閉動作の検証と駆動力を計測した。把持鉗子に取り付けたワイヤを一定の速度で引き、開閉動作の様子をマイクロSCOPEで確認した。

開閉動作の様子を図6に示す。ワイヤを一定の速度で引いたところ、把持鉗子は開閉動作を行うことができ、駆動力は3.6Nであった。

4-2 把持性能検証実験

医療用プラチナコイルとシリコンを用いて把持性能を確かめた。把持状態の様子を図7に示す。シリコンのばね定数が0.7N/mmであり、変位量が0.15mmであることから、駆動力3.6Nのときの把持力は1.3Nと算出できる。把持状態において、アーチ型の関節部に変形がみられるが、ワイヤ張力を除荷した後、塑性変形はみられなかった。このことから、本把持鉗子は形状記憶合金の弾性領域内の変形により、開閉動作と把持動作が可能であることがわかる。

4-3 血管モデルを使用した動作検証実験

製作した把持鉗子の湾曲環境における動作検証を行った。湾曲環境として血管モデルを使用し、冠動脈の治療を想定した経路で把持鉗子とカテーテルを挿入した。カテーテル挿入経路を図8に、湾曲状態において駆動力を伝達した結果を図9に示す。

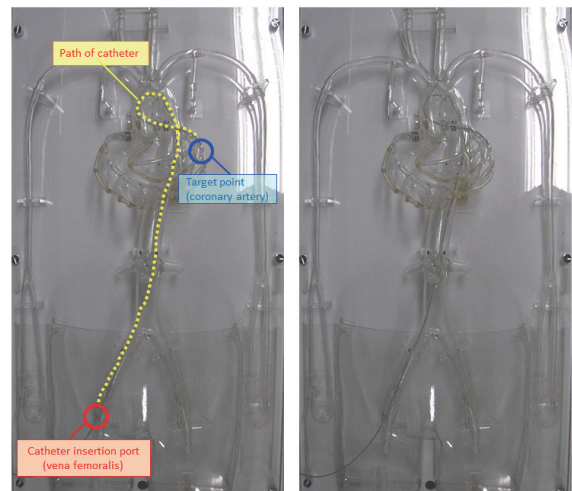


Fig. 8 path of catheter

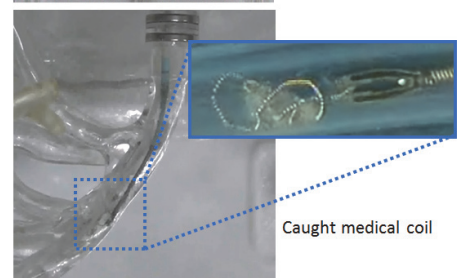
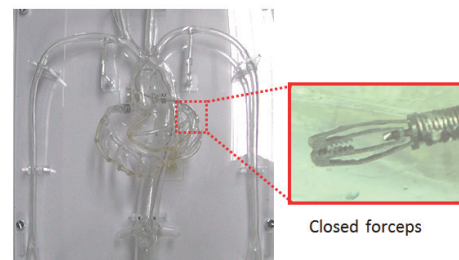


Fig. 9 grasping motion in simulated vessel

製作した把持鉗子は血管モデルといった湾曲状態においても開閉動作を行うことが可能であった。駆動力は10Nであった。また、冠動脈に留置した医療用プラチナコイルも回収することができた。4.1節で述べた直線状態の駆動力より6.4N駆動力が増加する結果となった。湾曲状態において駆動力が増加した原因として、「ワイヤとステンレスチューブ間の摩擦」と「カテーテル内で生じたチューブの微小な撓み」が考えられる。

5. まとめ

本研究では一体構造型把持鉗子の製作を行い、開閉動作及び、血管モデル内における動作検証を行った。把持鉗子の設計において、関節部を延長したことで、応力を分散させることができ、降伏応力の50%程度に抑えた。把持状態において、関節部には外側に広がる変形がみられたが、除荷した後の塑性変形はみられなかった。また、血管モデルを用いた動作検証において、湾曲状態においても開閉動作と把持動作が可能であることを確かめた。

参考文献

- (1) 佐藤伶香, 野方誠, 一体構造型把持鉗子の設計試作と血管カテーテルへの搭載, No.12-3ロボティクスメカトロニクス講演論文集, 2P1-V03(1-2), 2012.