屈曲、ねじれ、伸長能動カテーテルの電気めっきによる組み立て

正員 芳 賀 洋 一 (東北大学)

正員 江 刺 正 喜 (東北大学)

Assembly of Bending, Torsional and Extending Active Catheter Using Electroplating

Yoichi Haga, Member (Tohoku University)

Masayoshi Esashi, Member (Tohoku University)

This paper reports a new batch fabrication method of active catheters which have bending, torsional and extending functions for steering. The active catheter consists of shape memory alloy (SMA) coil actuators and a liner coil to return to its original shape. The SMA coil and the liner coil are connected each other using electroplating of nickel and electrodeposition of acrylic polymer. This novel method makes low cost assembly and small diameter ($\phi 1.4\text{mm}$) possible.

キーワード: 能動カテーテル, 形状記憶合金 (SMA), 低侵襲治療, 電気めっき, 組み立て

1. はじめに

医療用カテーテルを用いた低侵襲の検査、治療が盛んに行われているが、先端部を自在に動かすことができないため、その操作にはある程度の熟練を要する。図1に示すように外部からのコントロールにより屈曲、ねじれ、伸縮(先端の前後移動)および、カテーテルの硬さ調節を行うことができれば、カテーテル先端部を目的部位へ短時間かつ容易に到達させることが可能になる⁽¹⁾⁽²⁾。このことは患者ばかりでなく術者の負担軽減にもなり、また、今までにない医療が可能になると予想される。

筋肉に当たるアクチュエータとして、通電加熱により変形する形状記憶合金(Shape Memory Alloy; SMA)コイルを用いて、造影剤など液体の注入およびマイクロツールなどの出し入れに用いられる内腔(ワーキングチャネル)を有する“能動カテーテル(Active catheter)”および、ワーキングチャネルを持たない外径0.5mm前後の“能動ガイドワイヤー(Active guide wire)”を開発してきた。

従来、SMAコイルとその他の部品との接続、およびSMAコイルへの通電加熱のためのリード線の取り付けは、導電性、および非導電性接着剤を使用していた。そのため組み立てが手作業に頼らざるを得ず、1mm以下の細径化や一括プロセスができなかった。これらの問題を解決するため、電気めっきを用いた能動カテーテルの組み立て方法を新たに開発した。

まず各種能動機構の構造と原理について簡単に述べ、その後、組み立て方法について詳しく述べる。

図1 能動カテーテルの機能と構造

Fig.1. Functions and structure of active catheter.

2. 屈曲機構⁽¹⁾

屈曲機構の構造を図2に示す。外径1.4mmで、通電加熱によって縮む3本のSMAコイルアクチュエータがステンレスチール製ライナーコイル内側に多点で固定されており、6方向に屈曲可能な関節が複数個、1列に連なった構造となっている。

図2の等価回路(簡単のため3本のうち1本のSMAコイルのみを示している)に示すように、SMAコイルを切らずに通電方法を工夫することでそれぞれの関節を独立して駆動することができる。この回路を実現するためライナーコイルを共通線として利用し、またSMAコイルとライナーコイルの固定部は、導電性接合部と非導電性接合部を交互に配置する。図2下部に示すように各関節の1本のSMAアクチュエータに、その中央部から両側に駆動電流が流れ、共通線(ライナーコイル)を通して戻る。この試作ではあらかじめライナーコイルに絶縁被膜を形成しておき、導電性接合部のみYAGレーザ照射により被膜を局所的に除去し、その後それぞれの接合部を形成している。今回は接合部形成に導電性接着剤を用いたが、4で述べる電気めっきを適用することもできる。

3. ねじれ、伸長、および硬さ調節機構⁽²⁾

<3.1> ねじれ機構 カテーテル操作において血管などの分岐部で進行方向を選択するには、先端部がJ形状のように曲がったガイドワイヤーやカテーテルを挿入し、手元からのトルク(ねじれ力)を先端部に伝えて回転させることが一般的に行われている。しかし、途中にループや複雑な走行があると、トルクが先端部にうまく伝わらなくなることが起こる(トラッカビリティーの低下)。

図2 多関節屈曲機構

Fig.2. Multi joint bending mechanism.

ねじれ機構をガイドワイヤーやカテーテル先端部へ搭載することで、上記の問題を解決できる。お互い逆方向に回転するねじれ機構を1列に並べて接続すれば、両方向へのねじれ回転が可能になる。

構造を図3(a)に示す。組み立てはSMAコイルをねじった状態で組み立て用ロッドに巻き付け、図のようにステンレスチール製ライナーコイルの内側に挿入し、各部を固定する。通電加熱によりSMAコイルがねじれ、電流を切ると外側のライナーコイルの働きで通電前の角度に戻る。先端部にSMAコイルとライナーコイルをつなぐ導電性接合部を1カ所設けることで、ライナーコイルを電気配線の一部として利用してSMAコイルを通電加熱することができる。

<3.2> 伸長機構および硬さ調節機構 先端を目的位置へ挿入するために、術者は体外からカテーテルやガイドワイヤーを押し進めるが、途中にループや複雑な走行があるとカテーテルなどに撓みが生じ、精密な先端位置決めができない(プッシュビリティーの低下)。逆に引き戻す場合には撓みが生じないので比較的正確な位置決めができるが、この操作を行うためにはカテーテルやガイドワイヤーをいったん目的部位を越えて押し進めなければならない。カテーテルやガイドワイヤーが硬ければトラッカビリティーやプッシュビリティーは向上するが、穿孔の危険が高くなり、逆に軟らかすぎると屈曲のため先へ進まなくなる。

これに対して伸長機構を図1のようにカテーテル先端付近に搭載することで、カテーテル先端位置の微調整が可能になる。構造を図3(b)に示す。SMAアクチュエータを縮めた状態でライナーコイルの内側に固定すれば、通電することで伸長し、電流を切るとライナーコイルの働きで元の形に収縮する。なお、SMAアクチュエータを伸ばした状態で固定すれば通電加熱により縮む収縮機構とすることもできる。実際に外径1.3mm(アウターチューブなし)で伸長機構を作製し、その動作を確認している。

また、カテーテルやガイドワイヤーの硬さを調節することでも操作性を向上させることができる。具体的には血管の直線部では硬く、屈曲部では軟らかくすることで操作性が向上する。図3(c)下部に示すように、カテーテルやガイドワイヤーが狭窄部など病変部を通り抜ける際のプッシュビリティーを微調整することもできる。図3(c)のように形状記憶された状態のSMAアクチュエータを変形させずにライナーコイルの内側に固定すれば硬さ調節機構となる。これはSMAアクチュエータに通電加熱すると硬くなるためである。

4. 電気めっきを用いた能動カテーテルの組み立て

<4.1> 組み立てに必要な条件と従来の問題点 先に説明した様々な能動機構を組み立てる際に求められる条件として、以下のものが挙げられる。

(a) SMAアクチュエータとライナーコイルの接合部を所定の位置に形成できること

図3 ねじれ、伸長、および硬さ調節機構の構造と原理

Fig.3. Structures and principles of torsional, extending, and stiffness control mechanisms.

(b) 組み立て中にSMAアクチュエータが動かないように40℃以上の加熱を避けるか、または加熱しても動かないように固定を工夫すること

(c) リード線とSMAの間、共通線としてのライナーコイルとSMAの間を電氣的に接続することである。

また、短時間かつ低コストで作製するために

(d) 多数の接合部を同時に形成できることが望ましい。

従来はSMAコイルアクチュエータをライナーコイルに固定するために、導電性および非導電性のエポキシ系接着剤を用いていたが、十分な加熱ができないことから使える種類が限られていた。またこれらの接着剤は比較的粘度が高いためディスペンサーを用いた微量塗布に適さず、やむを得ず手作業で塗布せざるを得なかった。

局所に接合部を形成するために紫外線硬化型接着剤やレーザー支援CVD(Cheical Vapor Deposition; 化学気相成長)⁽³⁾が利用できるが、多数の接合部をひとつひとつ作る必要があり、短時間の組み立てには適さないという問題があった。

このため前述(a)～(d)の条件を全て満たす方法として、ニッケルの電気めっきとアクリル樹脂の電着を用いたSMAアクチュエータとライナーコイルの接続法を新たに開発した。これは、SMAアクチュエータとライナーコイルの交差部へ選択的にニッケルを析出させることで両者のギャップを小さくし、その後ライナーコイル全体にアクリル樹脂を電着す

ることでニッケル析出部にのみ接合部を形成するものである。

<4.2> SMAコイルへのアクリル樹脂電着と選択的ニッケル電気めっき アクリル系電着塗料(シミズ(株)エレコートCMEX)をSMAコイルアクチュエータに電着することで均一な絶縁被膜を形成することができる。図4に装置構成を示す。成膜は(1)電着、(2)予備乾燥(水分除去)、(3)重合による硬化、の3つの手順よりなる。今回用いた電着塗料は加熱硬化型のため145℃ 30分の加熱が必要であるが、加熱によるSMAアクチュエータの形状記憶劣化はほとんど認められなかった。なおこの絶縁被膜の形成は紫外線硬化型アクリル

図4 SMAコイル上への絶縁膜形成

Fig.4. Setup for insulator coating on SMA coil.

系電着塗料(シミズ(株) エレコート UA-51)またはパリレンの蒸着と置き換えることが可能であり、これらの場合はSMAアクチュエータを加熱せずにすむ。

絶縁被膜形成後、Nd:YAG レーザー(日本電気(株) SL15G)を用いて、図5のように絶縁被膜を局部的に除去した。レーザーを確実に照射するために、ライナーコイルの直下ではなく、少し離れた部分へ照射を行う。

その後図6(a)の装置構成により SMA アクチュエータへのニッケル電気めっきを行うと、絶縁被膜が除去された部分にのみ選択的にニッケルを析出させることができる。図6(b)にニッケルが析出した様子を示す。ニッケルめっき直前

図5 レーザーを用いたSMAコイル上の絶縁膜除去
Fig.5. Removing of insulator on SMA coil by YAG laser.

(a) 装置構成 (setup)

(b) 析出したニッケル (depositted nickel)

図6 SMAコイル上へのニッケル電気めっき
Fig.6. Nickel electroplating on SMA coil.

~~~~~COO⁻: Dispersed acrylic in water
(a) 装置構成 (setup)

(b) 析出したアクリル樹脂 (depositted acrylic)

図7 ライナーコイル上へのアクリル樹脂の電着
Fig.7. Acrylic electrodeposition on liner coil.

に希フッ酸を用いて SMA 表面のチタン酸化被膜を除去する。これを行わないとチタン酸化膜が絶縁性のためにニッケルの成長が妨げられる。この図6(b)の例はねじれ回転機構を作製する場合である。組立用金属ロッド周囲に巻かれたSMAコイルアクチュエータが、ライナーコイル内側に配置されている。なお図5、図6中に示す組立に用いた金属ロッドは最終的に除去する。

<4.3> ライナーコイルへのアクリル樹脂の電着 ライナーコイルをわずかに移動してニッケル側へ近づけた後、図7(a)の装置構成により、ライナーコイル上へアクリル樹脂を厚く電着する。これにより電気めっきにより盛り上がり成長したニッケル部がライナーコイルに接続(固定)される。用いたアクリル樹脂は紫外線硬化型アクリル系電着塗料(シミズ(株) エレコート UA-51)である。ライナーコイル上に厚く電着されたアクリル樹脂がニッケルと接触すると、電着直後の樹脂は導電性なので図7(b)のようにニッケル上にもアクリル樹脂が電着するようになる。SMAアクチュエータとライナーコイルへの同時通電は行わない。これは、SMAアクチュエータ上へアクリル樹脂を厚く電着し過ぎるとSMAアクチュエータが組立用金属ロッドに固定されてしまうからである。

電着直後は図7(b)のように表面に凹凸があるが、その後予備乾燥(脱水)を行うと図8のように表面が平滑かつ透明に

図8 SMA コイルとライナーコイルの非導電性接合部(乾燥、紫外線キュア後)

Fig.8. Nonconductive junctions between SMA coil and liner coil (After drying and UV cure).

なる。本来は75℃ 10分の加熱により予備乾燥を行うが、真空チャンパー内で0.16Torr程度の低真空中に約60分さらすことで加熱をせずに予備乾燥(脱水)を行った。

その後サンプルを電動モーターで回転させながら紫外線光源(ウシオ電機(株) SPOT CURE SQ-1)を用いて樹脂を硬化させた。硬化に必要な紫外線光量は1,200mJ/cm²である。

上記の方法によりSMAアクチュエータとライナーコイル間の非導電性接合部が多数同時に形成できる。

<4.4> ニッケルめっきを用いた導電性接合部形成 前述したように、ライナーコイルをSMAアクチュエータに通電に使用するためには、ライナーコイルとSMAアクチュエータ間の導電性接合部が必要になる。YAG レーザーを用いてライナーコイルとSMAアクチュエータの絶縁被膜を局部的に除去した後、図6(a)の装置構成で再びニッケル電気めっきを行うことで、図9のように導電性接合部を形成することができる。

また、被覆を一部除去したエナメル線をSMAコイルの絶縁被膜除去部に接触させニッケル電気めっきを行うと図10のように通電のためのリード線をSMAに接続することができる(なお図10は屈曲機構の試作例)。

図9 SMA コイルとライナーコイルの導電性接合部
Fig.9. Conductive Junction between SMA coil and liner coil.

図10 リード線とSMA アクチュエータの電氣的接続

Fig.10 Conductive Junction between lead wire and SMA actuator.

5. 電気めっきにより組み立てられた能動カテーテル

図11にニッケルの電気めっきとアクリル樹脂の電着を用いて作製した外径1.3mm、長さ7mmのねじれ機構を示す。図3(a)に示すようにライナーコイルを電気配線の一部として利用する目的で、ニッケルめっきを用いてSMAアクチュエータとライナーコイル間の導電性接合部を先端に形成している。

使用したSMAコイルアクチュエータは外径650μm、素線径75μm、形状記憶された状態でのコイルピッチ325μmである。

(a) 側面 (side view)

(b) 正面 (front view)

図11 ねじれ機構

Fig.11. Torsional mechanism.

通電した電流値とねじれ角度の関係を図12に示す。80mAの通電により約70°のねじれ角度が得られた。

また、電気めっきとアクリル樹脂の電着を用いて組み立てられた外径1.3mm長さ7mmの屈曲機構を図13に示す。

6. まとめ

ニッケル電気めっきとアクリル樹脂の電着を利用して、SMAコイルアクチュエータと骨格構造を接続する新たな組み立て方法を開発し、外径1.3mm(アウターチューブ付きで1.4mm)のねじれ回転機構を作製して動作を確認した。この組み立て方法により外径0.5mm以下の能動ガイドワイヤーも可能になると考えられる。電着を用いたパッチ組立は生産性に優れており、また特別な加工装置を必要としないことから低コスト生産が可能になると考えられる。

図12 ねじれ機構の特性

Fig.12. Characteristics of torsional mechanism.

図13 屈曲機構

Fig.13. Bending mechanism.

謝辞

本研究は一部文部省科学研究費補助金(10359001)、日本学術振興会の未来開拓学術推進事業(プロジェクト番号96P00802)、および(財)高橋産業経済研究財団助成金で行われた。電着塗料を提供していただいたシミズ(株)に感謝する。

(平成12年01月17日受付、平成12年06月05日再受付)

文献

- (1) Y.Haga, Y.Tanahashi and M.Esashi, "Small Diameter Active Catheter Using Shape Memory Alloy", IEEE International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS 98), pp.419-424, 1998.
- (2) Y.Haga, S.Maeda and M.Esashi: Bending, torsional and extending active catheter assembled using electroplating. Proc. of IEEE International Micro Electro Mechanical Systems Conference (MEMS 2000), 2000.
- (3) G.Lim, K.Park, M.Sugihara, K.Minami, and M.Esashi, "Future of active catheters", Sensors and Actuators, A 56, pp.113-121, 1996.

芳賀 洋一

(正員) 1992年東北大学医学部卒業。94年東北大学大学院医学研究科入学。95年東北大学大学院医学研究科休学。94～96年東北厚生年金病院勤務。96年東北大学大学院工学研究科助手となり現在に至る。医療用マイクロマシンの研究に従事。

江刺 正喜

(正員) 1976年東北大学大学院博士課程修了。同年より東北大学工学部助手、81年助教授、90年教授となり現在(東北大学 未来科学技術共同研究センター教授)に至る。東北大学ベンチャービジネスラボラトリー長(95年～98年)、財団法人半導体研究所副所長も務める。半導体センサマイクロマシニングによる集積化システム、省エネルギー・省資源のための小型・集積化技術の研究に従事。