

付着防止カテーテルの設計指針の提案

Proposed design guidelines for anti-adhesive catheters

名大（院）・工（正）*趙 玉潔 名大・工（正）野老山 貴行 名大・工（正）梅原 徳次

日本パーカ（非）萬 隆行 日本パーカ（非）伊藤 祐介 日本パーカ（非）内田 淳一

Yujie Zhao*, Takayuki Tokoroyama*, Noritsugu Umehara*,

Takayuki Yorozu **, Yusuke Ito**, Junichi Uchida**

*Nagoya University, ** Nihon Parkerizing Co., Ltd.

1. はじめに

現代医療において、カテーテルは心臓や血管内の病気治療に大変有用な医療器具である。手術では安全かつ迅速な作業が患者への負担を減らすために重要であり、現場の要望を忠実に実現できる素材や製品の開発が不可欠である^{1, 2)}。マイクロカテーテルにおいては、血管内をスムーズに通過可能とするために潤滑性を付与する表面処理が施されている。手術用カテーテルを人体内に挿入する際、カテーテル本体である円筒状のPP（ポリプロピレン）のガイド内にPTFE（ポリテトラフルオロエチレン）で被覆されたステンレスやチタンで作製されたワイヤを挿入する。この際、PTFE被覆されたガイドワイヤと円筒状のPP間における低摩擦特性は、術者の操作性を阻害しないために重要である。PTFE材とPP間の低摩擦化には接触面間での生理食塩水による水膜の形成が重要と考えられるものの、市販されているガイドワイヤには親水性、または、はっ水性処理が施されており、低摩擦に寄与する処理方法と設計指針は明らかになっていない。また、カテーテルを挿入する際に、血管内を複雑に変形しながら動作させなければならないため、ガイドワイヤとカテーテル間には異なる面圧での接触部が存在している。低摩擦発現のためには水膜切れを抑制し、できる限り混合潤滑状態を維持することが重要と考えられるが、これらの材料間の生理食塩水中における境界、混合、流体潤滑下における摩擦特性と摩耗量の評価があまり行われていない。そこで、本研究では、ガイドワイヤを切り出した試験片とPTFEローラを用いた点接触下において、生理食塩水下における摩擦特性を評価した。

2. 実験方法

2.1. 試験片

ガイドワイヤ試験片は市販品を用いた。外径約0.89 mm、長さ約150 cmから30 mmの長さに切断した試験片を作製し、摩擦試験機に固定した。

2.2. 摩擦試験装置

摩擦摩耗特性の評価を行うため、Fig. 1(a)および(b)に示す往復しゅう動型摩擦試験機を用いた。軽荷重による試験を実現するため、板バネをポリプロピレンから削り出して作製し、板バネ部分にひずみゲージを貼り付けて摩擦力および荷重をひずみから求めている。試験条件は垂直荷重約0.01, 0.02, 0.05, 0.1および0.2 N負荷した。試験温度は室温とし、往復しゅう動における1回のすべり距離を10 mmとした。切り出したガイドワイヤとPTFEローラの接触は点接触となるようにFig. 2に示すように設置されている。試験は一方向のみに摩擦試験を行うため、10 mm/sで動作させた。

3. 実験結果および考察

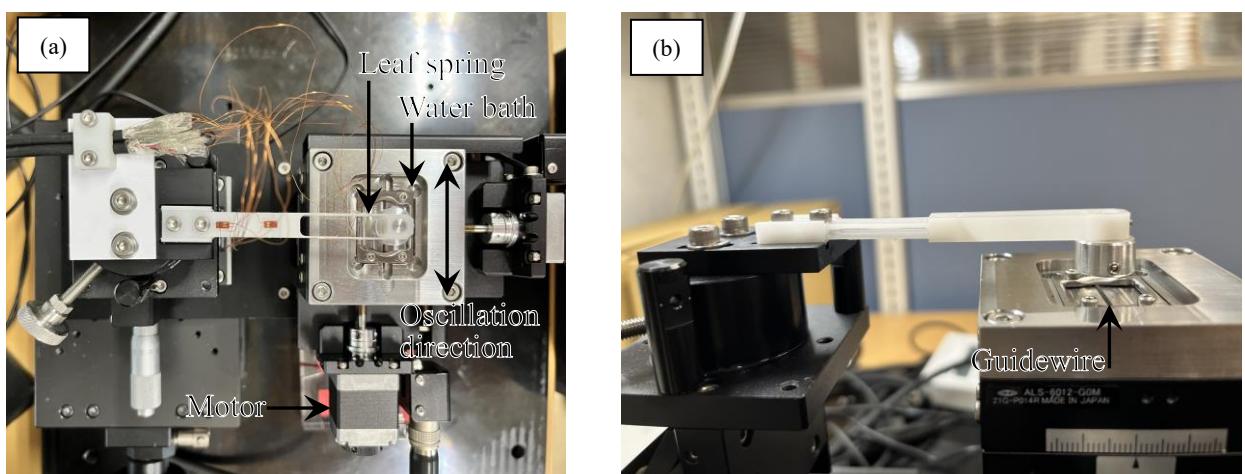


Fig. 1 Friction tester (a) top view, (b) side view

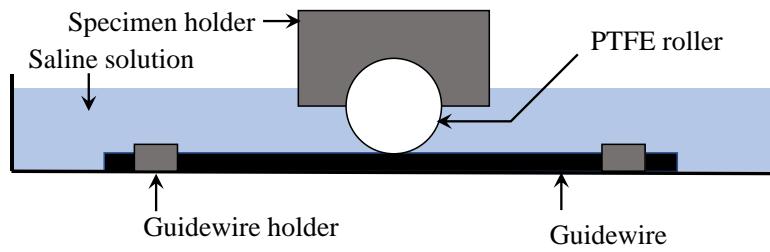


Fig. 2 The specific image of friction test specimens

一方への摩擦試験を行った結果として Fig. 3 に垂直荷重 0.2 N の結果を示す。摩擦試験開始直後に静摩擦係数と考えられる 0.4 以上の摩擦係数が測定され、その後約 0.1 の摩擦係数が測定された。このような一方への摩擦試験を 3 回ずつ繰り返し行い、安定した動摩擦係数と考えられる結果の平均値を取得した結果を Fig. 4 に示す。図中のエラーパーは各試験において平均した値の最大値と最小値を示している。本実験で与えた最小の垂直荷重では約 0.02 の摩擦係数が得られ、その後垂直荷重の増加に伴って摩擦係数は増加した。垂直荷重 0.1 N において 3 回の摩擦試験の平均摩擦係数は約 0.14 であり、ガイドワイヤ表面と PTFE ローラの表面突起間が接近し、固体接触が起こって摩擦係数が増加しているものと推測される。

カテーテルは大脚部の付け根や手首の血管から心臓などの部位へ向かって挿入されるが、挿入工程としてガイドワイヤが血管内の分岐点で目標部位方向の血管に挿入されるように術者の手元で回転動作を与えている。また、カテーテルが目標血管内を進行していないときには手元に引き戻す作業もあるため、一方のみの進行でもない。そのため、摩擦試験評価には低速から約 20 mm/s までの試験や往復する動作が必要である。また、摩擦特性として低摩擦性を得るために、ガイドワイヤ表面へのテクスチャリングや濡れ性の制御が有効と考えられてこれまで実験してきたが³⁻⁵⁾、カテーテル先端の動作を容易にするためには、常に一定の摩擦係数となることも一つの解決策と考えられる。低い摩擦係数は術者の負担を軽減するため重要であるが、カテーテルが血管内で回転動作あるいは微小距離の移動を行うためには摩擦係数の大幅な変化は望ましくないため、常に同じ潤滑状態を維持できる表面設計が求められる。

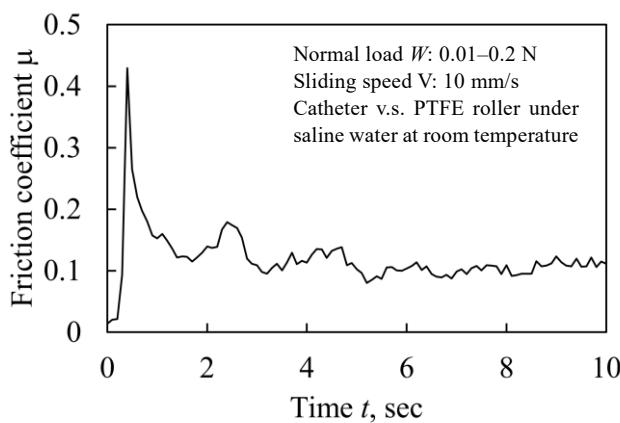


Fig. 3 Representative friction test result under 0.2 N load as a function of friction

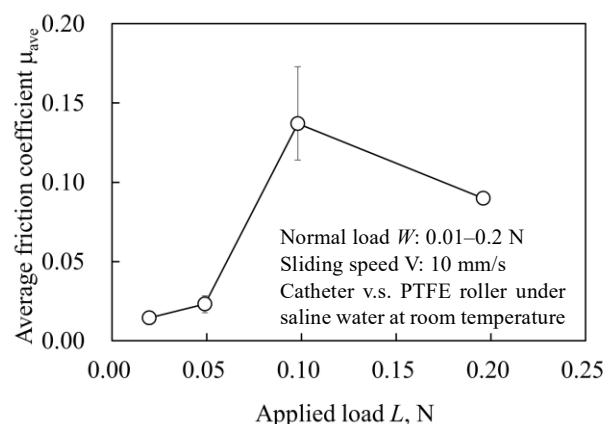


Fig. 4 Average friction coefficient

4. おわりに

本研究では、切り出したガイドワイヤ側面と PTFE 製カテーテルを模擬したローラ側面との摩擦を生理食塩水中において行い、異なる潤滑状態で摩擦係数が大幅に変化することを確認することができた。

参考文献

- 1) 西村・道家：カテーテル用摩擦測定装置、トライボロジスト, 60, 9 (2015) 606.
- 2) 道家・西村：マイクロカテーテル用潤滑性コーティング材の開発、岐阜県工業技術研究所研究報告, 1 (2013) 14.
- 3) D. Graiver, R.L. Durall & T. Okada: Surface morphology and friction coefficient of various types of Foley catheter, Biomaterials, 14, 6 (1993) 465.
- 4) K. Takashima, R. Shimomura, T. Kitou, H. Terada, K. Yoshinaka & K. Ikeuchi, Contact and friction between catheter and blood vessel, Tribology International, 40 (2007) 319.
- 5) T. Ron, K.P. Jacobsen & S. Lee, A catheter friction tester using balance sensor: Combined evaluation of the effects of mechanical properties of tubing materials and surface coatings, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 84 (2018) 12.