

医療用カテーテル摩擦界面のその場観察

In-situ observation of the friction interface in medical catheters

横国大(学)※豊崎 颯人, (正)大久保 光, (正)中野 健

Hayato Toyozaki¹, Hikaru Okubo¹, Ken Nakano¹¹Yokohama National University

1. 緒言

血管内カテーテル治療は、心臓や血管内部の病変に対する低侵襲な治療方法として広く普及している。本治療において、カテーテルが血管内腔の表面と接触しながら挿入、操作、抜去される際の摩擦は避けられない。そのため、カテーテル表面に親水性ハイドロゲルの潤滑コーティングを施すことで、血管内皮表層が果たす潤滑作用を補完または代替する[1]。カテーテルの潤滑性能は、治療時の操作性や患者への負担といったカテーテルの機能性を決定する重要な要素である。従って、その潤滑機構の理解に基づくカテーテルの高機能化が求められている。そこで本研究では、力学情報・光学情報を同時に取得可能なメソスケール摩擦試験機を用いて、カテーテル摩擦界面のその場観察を実施することで、カテーテルの潤滑機構の理解の深化を目的とする。

2. 方法

本研究では、カテーテルの水和界面構造の解析に、接触界面の力学計測および振動分光計測を時間分解で同時実施可能な独自の装置を使用した。装置外観および概略図を図 1 に示す。装置は力学計測ユニットと光学計測ユニットで構成されている。力学計測ユニットでは、平板ガラス(材質:合成石英, 縦:15 mm, 横:15 mm, 厚さ:3 mm)と市販カテーテル(外径:2.49 mm)の接触により発生する法線力と接線力を計測した。加えて、平板ガラスに与えた微小な振動に対する接線力の位相差を取得し、接触部の動的粘弾性として計測した。光学計測ユニットでは、Raman 分光法による分子情報計測を行った。平板ガラスとカテーテルは低剛性ダブルカンチレバーの自由端にそれぞれ固定した。2 つのダブルカンチレバーはそれぞれ法線・接線方向にのみ変形可能であり、その変形量を高精度なレーザー変位計で計測することで、微小な法線力・接線力の計測を可能とした。また、平板ガラスを固定したダブルカンチレバーの固定端は、法線・接線方向に駆動する自動直動ステージおよび接線方向に加振可能なピエゾステージに取り付けた。平板ガラスおよびカテーテルは、精製水(H₂O)に浸漬させた。本装置を用いて、接触試験における、接触界面のその場観察を実施した。本試験では、平板ガラスに振幅 1 μm の微小な振動を与えながら、駆動速度 0.5 μm/s で法線力 100 mN まで負荷し、30 秒間待機させた。Raman スペクトルの解析では、精製水(H₂O)の水素結合形態を表す OH 振動ピークのうち、DA-OH に由来する 3200 cm⁻¹ 付近のピーク、DDAA-OH に由来する 3400 cm⁻¹ 付近のピークおよび平板ガラスに由来する 480 cm⁻¹ 付近のピークを用いて各ピーク強度比 (I_{DA-OH}/I_{glass} , $I_{DDAA-OH}/I_{glass}$, $I_{DA-OH}/I_{DDAA-OH}$) を取得した。

3. 結果および考察

カテーテル水和界面の Raman スペクトルを図 2 左に、接触試験より得られる法線力、接線力、位相差、DA-OH、DDAA-OH と平板ガラス由来のピーク強度比及び OH 振動ピーク強度比 ($I_{DA-OH} / I_{DDAA-OH}$) の時系列データを図 2 右に示す。接触面内における DA-OH のピーク強度比分布をカテーテルの曲率でフィッティングすることで、界面における水膜の厚みに変換した。法線力-界面厚み曲線、位相差-界面厚み曲線、OH 振動ピーク強度比 ($I_{DA-OH} / I_{DDAA-OH}$)-界面厚み曲線を図 3 に示す。なお、本結果では、7 秒毎に計測した Raman スペクトルのピーク強度比から算出した界面厚み h とそれに対応する法線力 F および位相差 ϕ をプロットした。図 3 より、法線力-界面厚み曲線より、界面厚み $h=15 \mu\text{m}$ にて法線力の上昇が始まった。カテーテル水和界面のハイドロゲルが力学応答を開始したと推定されるこの点を h_{f1} とした。また、界面厚み $h=8 \mu\text{m}$ にて、100 mN まで負荷させた場合の圧縮限界点を示した。この圧縮限界膜厚を h_{f2} とした。位相差-界面厚み曲線では、圧縮に伴って、位相差 $\phi=40 \text{ deg}$ から徐々に減少し 0 deg に収束した。これは圧縮に伴って、カテーテル水和界面のハイドロゲルが粘弾性的応答から弾性的応答へと変化したことを示す。位相差 ϕ が 40 deg から減少を開始した粘弾性応答開始点を h_{p1} 、0 deg に到達した弾性応答開始点を h_{p2} とした。OH 振動ピーク強度比 ($I_{DA-OH} / I_{DDAA-OH}$)-界面厚み曲線では、界面厚み $h=12 \mu\text{m}$ にて、強度比の減少が始まった。これは、圧縮に伴ってハイドロゲル内部と表界面の水分子の結合形態が DDAA-OH リッチな界面構造へと変態することを意味する。この水素結合形態の遷移点を h_{OH} とした。このとき、 h_{f1} と h_{p1} がおおよそ一致していることから、力学応答と粘弾性応答が同時に開始することが示唆される。また、同様に h_{f2} と h_{OH} がおおよそ一致していることから粘弾性応答の変化と水素結合状態の遷移の関連が示唆される。以上から、カテーテル水和界面のハイドロゲルは、粘性層、粘弾性層、弾性層の 3 種に分類することができることが明らかとなった。

4. 結言

本研究では、力学情報・光学情報を同時に取得可能な独自の試験装置を用いて、接触界面のその場観察を実施することで、カテーテルの水和界面構造解析を実施した。その結果、各応答から得られる界面厚みの境界線に基づいて、3層に分類できることを明らかにした。講演では、上記の層構造を摩擦性能と関連付けて考察をする予定である。

文献

- [1] Agata Niemczyk, Mirosława El Fray, Steve E. Franklin, Friction behaviour of hydrophilic lubricious coatings for medical device applications, *Tribology International*, 89, 54-61 (2015).

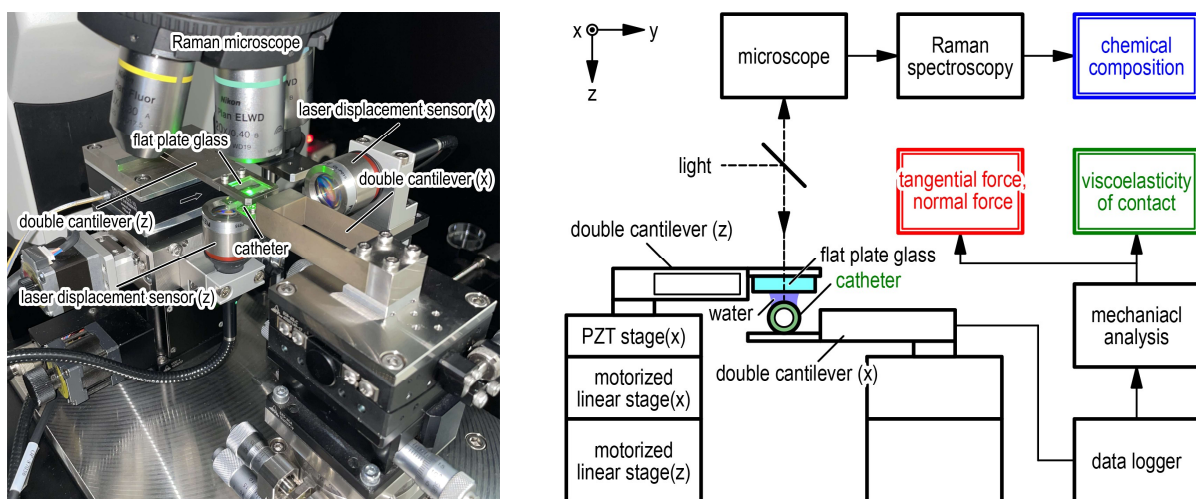


図1 試験装置の外観(左)と、概略図(右)

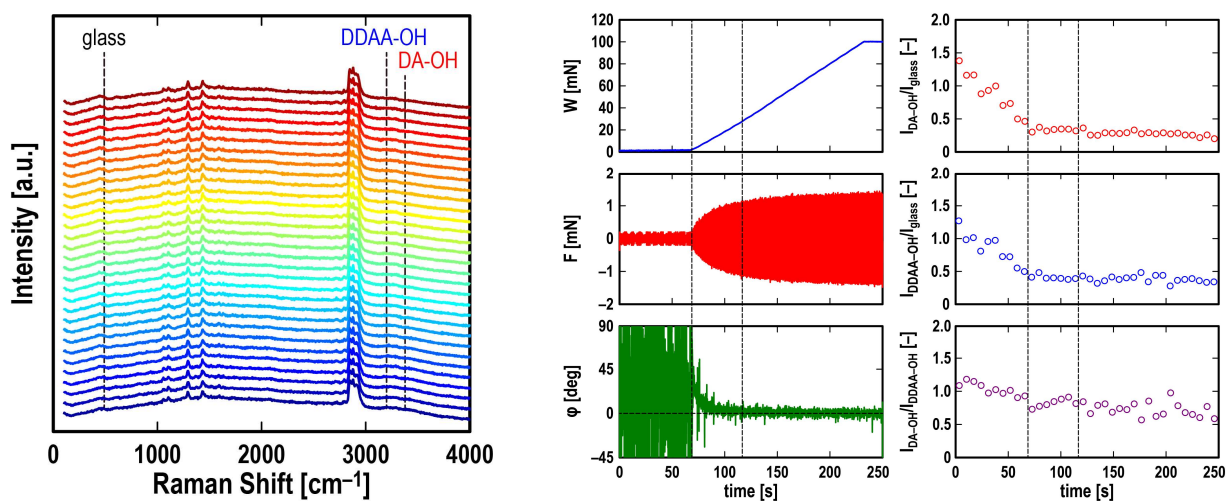


図2 Raman スペクトルのスタックプロット(左)と、接触試験で得られた各時系列データ(右)

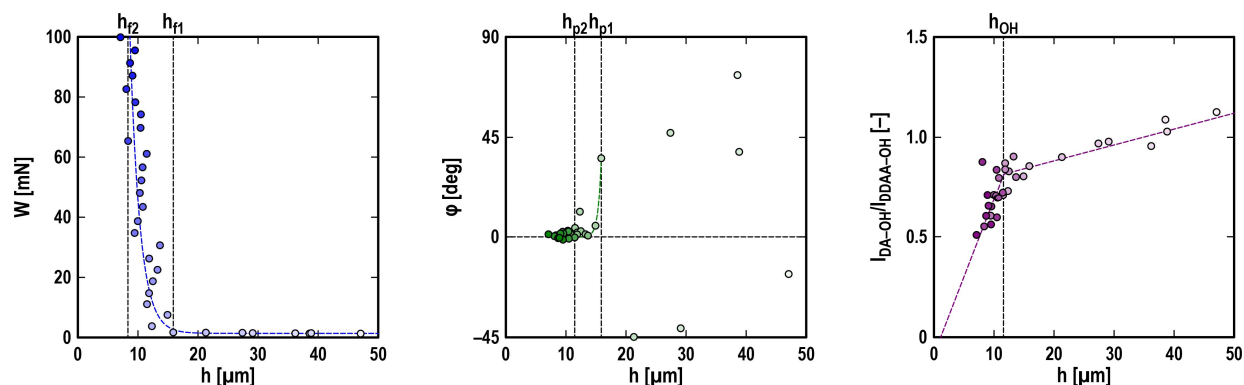


図3 法線力-界面厚み曲線(左)、位相差-界面厚み曲線(中)、OH 振動ピーク強度比-界面厚み曲線(右)