

ステント使用時における血管 ステント間の 接触圧力測定システムの開発

Development of Contact Pressure Measurement System on Artery-Stent Interface

笹川 和彦*, 横山 紘太郎*, 成田 純平*

Kazuhiko Sasagawa*, Kotaro Yokoyama*, Junpei Narita*

*弘前大学大学院

*Hirosaki University.

キーワード : ステント(stent), 血管(artery), 接触圧力分布(contact pressure distribution),
センサ(sensor)

連絡先 : 〒036-8561 弘前市文京町 3 弘前大学大学院理工学研究科 知能機械システム工学
専攻 笹川研究室 横山紘太郎, Tel.& Fax.:(0172)39-3690, E-mail: h07gs523@stu.hirosaki-u.ac.jp

1. 緒 言

ステントは血管閉塞治療に用いられる医療器具であり, 金属製ワイヤでできた円管形状を有している。血管に挿入し拡張, 留置することにより, 血管閉塞を治療するものである。しかしステント拡張時, ステントと血管内壁の接触面における過大な圧力の作用により, 血管内壁が損傷し, 再び閉塞する再狭窄が問題となっている。よって, 血管 - ステント間の接触圧力については従来より検討がなされているが, 特定条件下の有限要素解析等による検討がわずかななされている⁽¹⁾のみであり, 実際の測定に基づいた検討は未だなされていない。

そこで本研究では, 血管 - ステント間の詳細な接触圧力分布の測定を実現するため, 導電性フィルムを用いた専用の圧力センサ

を新たに製作することにより, ステント形状検討のための血管 - ステント間の接触圧力分布測定システムを開発する。さらに血管モデルを用いた模擬実験として, 血管モデルに水圧を作用させ, 接触圧力分布の測定を行い, システムの有効性を検討する。

2. 圧力分布測定システム

圧力センサの圧力変換素子として導電性フィルム(鬼怒川ゴム工業社製 KZ45)を用いた。導電性フィルムは, 作用圧力に応じて電気抵抗値が徐々に変化する特性を有している。ウェットエッチング処理により櫛目状に加工した 2 枚の銅張ポリイミドフィルム電極(厚さ 85 μ m)の間に導電性フィルム(厚さ 50 μ m)を挟み込み, 上下の櫛目電

極が直交するように重ね合わせることで、多数の測定点をマトリクス状に得られる構造⁽²⁾のセンサを製作した。圧力センサの空間分解能は $500\mu\text{m}$ であり、 $128 \times 12\text{mm}^2$ の測定領域内に 256×24 の測定点を配置した。センサ全体をマスキングシートにて封止するとセンサ全体の厚さは約 $450\mu\text{m}$ となるがセンサはしなやかで可撓性を有する。図 1 にセンサの構造を、図 2 に製作したセンサの寸法と外観を示す。

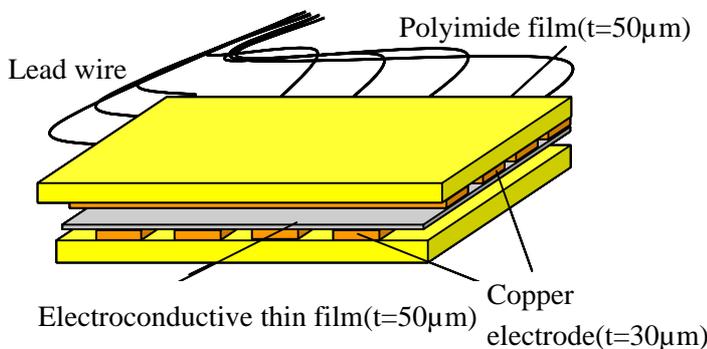


Fig. 1 Pressure sensor assembly

測定システムの概略を図 3 に示す。リレーボード(Interface 社製 CTP-2517)により片側櫛目電極の 1 本を順次選択して電流を供給する。対面の櫛目電極はマルチプレクサ(Interface 社製 CTP-3177)により 1 本ずつ選択し、電流供給電極と形成する交点に存在する導電性フィルムの抵抗値を順次スキャンする。また反転増幅回路を用いた測定回路によりフィルムの抵抗値に応じた電圧を得る。選択されなかった電極が構成する回り込み回路による干渉を排除するように測定回路を構成し、帰還抵抗の調整で測定圧力の感度を調整できるようにした。図 4 に本センサの較正曲線の一例を示す。

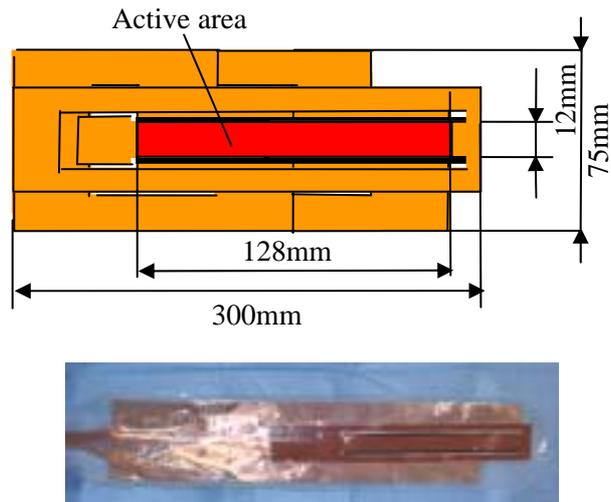


Fig. 2 Dimensions of pressure sensor

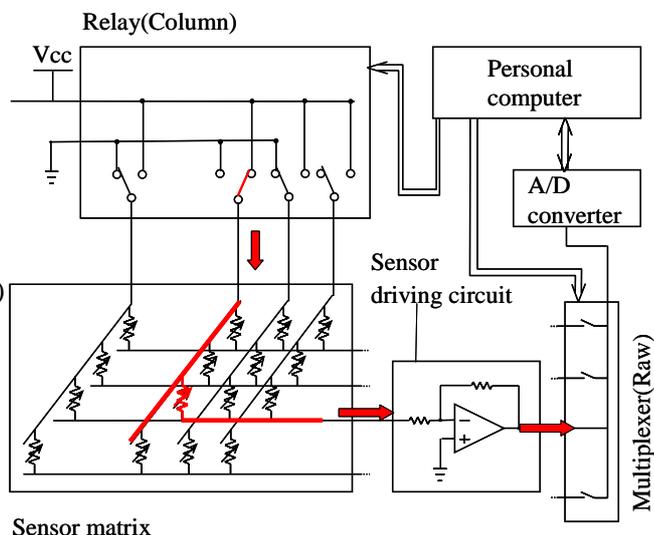


Fig. 3 Measuring system

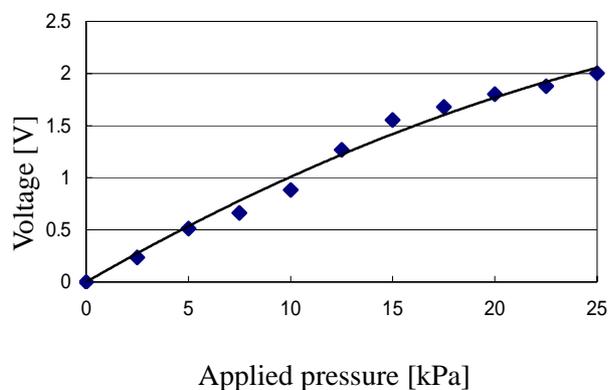


Fig. 4 Relationship between applied pressure and output voltage

3. 実験方法

本システムの有効性を検討するために血管 - スtent間の接触圧力測定の模擬実験を行った。実験には市販のstentを用いた。stentの形状は直径 30mm, 長さ 120mm であり, 構成するワイヤ径は 400 μ m である。図 5 に示すように内径約 25mm, 外径約 33mm のシリコンゴム製チューブを用いた大動脈血管モデル内に, まずセンサを, 次いでstentを挿入した。そして図 6 に示すように血管内の環境を模擬するため, 血管モデルの一端をホースにて水道の蛇口に接続し, 血管モデル内に水道水を導入できるようにした。また, モデルの他端には弁を設け水圧を作用させることができるようにした。水道水導入前での血管モデル - stent間の接触圧力分布の測定を行い, 次いで血管モデル内に水道水を導入し, 水圧を作用させたときの接触圧力分布の測定を行った。また, 水圧作用前後における血管モデル外径をそれぞれノギスにて計測した。

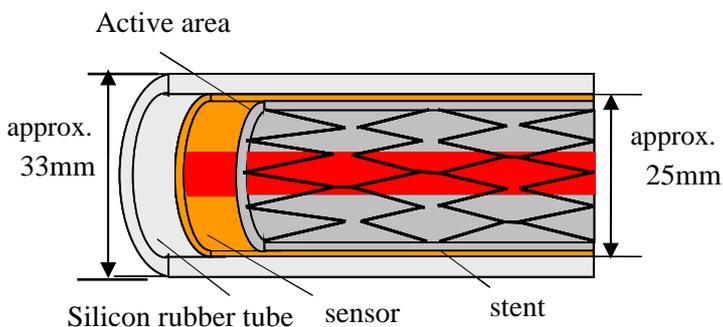


Fig. 5 Schema of artery model using silicon

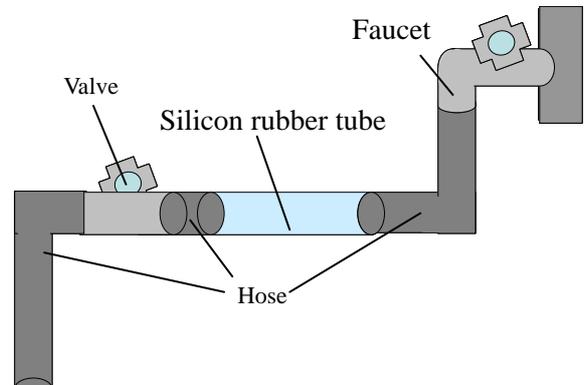


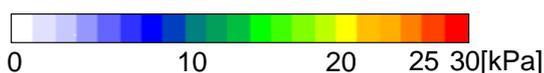
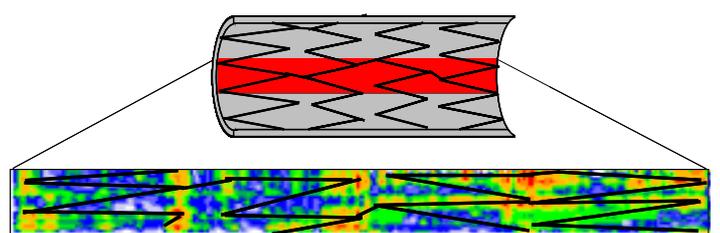
Fig. 6 Experimental apparatus

4. 結果と考察

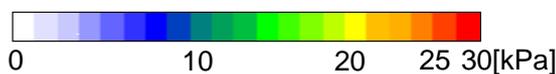
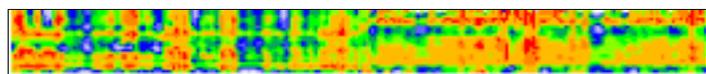
水圧導入前の血管モデル - stent間の接触圧力分布測定により得られた圧力分布を図 7(a)に示す。stentのワイヤ形状に対応した圧力分布が得られている。また, 水圧導入後の血管モデル - stent間の接触圧力測定により得られた圧力分布を図 7(b)に示す。水圧作用後の圧力分布は作用前と比較すると全体的に高い圧力値を測定した。センサ受圧面全体での平均接触圧力は 13.25kPa から 18.25kPa と増加した。

また, 水圧作用前後で血管モデル外径を計測した結果を図 8 に示す。水圧作用前の血管モデルの外径は 32.07mm, 水圧作用後の血管モデルの外径は 32.50mm であった。水圧の作用により血管モデルが拡張していることが確認できた。血管モデルの外径が拡張したにもかかわらず, 測定した圧力が増加したのは, 水圧がstentのワイヤ部に加わったことによる接触圧力の増加が顕著だったためと考えられた。

以上により、開発した本システムはワイヤ形状に対応した血管モデル - スtent間の接触圧力分布を詳細に測定でき、さらに、血管内の環境を模擬した水圧作用下の血管 - スtent間の接触圧力分布を捉えることが可能であると言え、本システムの有効性を示すことができた。



(a) Without water pressure



(b) With water pressure

Fig. 7 Contact pressure distribution between stent and artery model

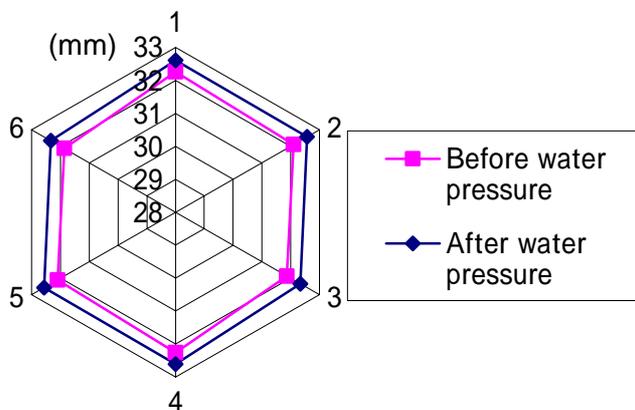


Fig. 8 External diameter before and after supplying water pressure

5. 結 言

血管 - スtent間の詳細な接触圧力分布の測定を実現するため、導電性フィルムを用いた専用の圧力センサを新たに製作することにより、stent形状検討のための接触圧力分布測定システムを開発した。血管モデルとstentを用いた模擬実験により、水圧作用に伴う血管モデル - スtent間の詳細な接触圧力分布の変化が測定可能であることを示し、本システムの有効性を示した。最後に本研究の一部は平成 19 年度弘前大学学長指定重点研究によったことを記し、謝意を表す。

参考文献

- 1) Takashima, K. Kitou, T, and Mori, K: Simulation and Experimental Observation of Contact Conditions between Stents and Artery Models, Medical Engineering & Physics., 29, 326/335 (2007).
- 2) 原利昭, 笹川和彦, 中部昇, 古賀良夫, 金谷喜久雄: 感圧導電ゴムを用いた関節内接触圧力分布測定システム, 日本機械学会論文集 A 編, 58-551, 1154/1159 (1992).