

直管式血流量計における歪計測部の肉厚が流量計測に及ぼす影響

Investigation of wall thickness at a measurement area in a blood flow meter using a straight cannula

○ 齊藤 匠 (東理大院) 小阪 亮 (産総研)
 迫田大輔 (産総研) 西田正浩 (産総研)
 川口靖夫 (東理大) 丸山 修 (産総研)

Takumi SAITO, Graduate School of Science and Technology, Tokyo University of Science
 Ryo KOSAKA, Daisuke SAKOTA, Masahiro NISHIDA and Osamu MARUYAMA,
 National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)
 Yasuo KAWAGUCHI, Tokyo University of Science

Abstract: We have developed a miniaturized blood flow meter using a straight outlet cannula of an artificial heart. In this study, we investigated effects of wall thickness of a measurement area on a flow measurement performance. We prepared three tested models having wall thicknesses of 0.01, 0.1 and 0.75 mm respectively. Strain gauges were attached on these measurement areas. The measurement performance of a flow rate was evaluated. As a result, the tested model having a wall thickness of 0.01 mm measured a flow rate and a static pressure. The tested model having a wall thickness of 0.75 mm measured only a static pressure. Using two tested modes having wall thicknesses of 0.01 and 0.75 mm, the measurement error of a flow rate was less than 0.50 L/min. We confirmed that the developed miniaturized blood flow meter could measure a flow rate by using two measurement areas having different wall thickness.

Key Words: Blood flow meter, Straight cannula, Artificial heart, Strain gauge

1. 緒言

重症心不全患者の心機能補助や、心臓移植までの橋渡しとして、体内埋込型人工心臓が用いられている。体内埋込型人工心臓の駆動状態や、人工心臓を適用された患者の生理学的な情報を得るため、人工心臓の血流量を計測することは、患者の生存率や QOL の向上に重要である⁽¹⁾。

現在、人工心臓の血流量を計測する方法として、流量推定法や、超音波流量計などの市販流量計を使用する方法がある。流量推定法は、人工心臓の消費電力と回転数から流量を推定する方法である。図1に、縦軸に正規化した人工心臓の消費電力を、横軸に流量を設定した際のグラフを示す。図1に示す通り、遠心型人工心臓の消費電力は流量に対して相関があるため、流量推定法が適用可能である。一方、軸流型人工心臓の消費電力は流量に対して相関が無いため、流量推定は困難である⁽²⁾。市販流量計としては、超音波流量計や電磁流量計がある。しかし、これら市販流量計は計測原理が複雑であるため小型化が困難であり、人工

心臓と共に体内に埋め込むことは容易ではない。そのため、人工心臓の種類を問わず使用可能で、小型化が可能な血流量計が必要である。

本研究では、人工心臓のアウトレットカニューラをセンサプローブとして利用する小型直管式血流量計を開発するため、歪計測部の肉厚が流量計測に及ぼす影響を検討した。

2. 直管式血流量計

開発中の直管式血流量計を図2に示す。血流量計プローブとして、人工心臓のアウトレットカニューラを模擬した、チタン合金製の直管を用いた。直管の長さは40 mmであり、内径、外径はそれぞれ12 mm、14 mmである。本血流量計は、流量計測部と静圧補償部として、両端から20 mmの管路外壁の両側に、直径6 mmの肉厚の異なる2ヶ所の薄肉部を設けた。計測部として設けた2ヶ所の薄肉部のうち、肉厚の薄い計測部を流量計測部とし、肉厚の厚い計測部を静圧補償部とした。各計測部には、歪ゲージを貼り付け、各計測部に生じる周方向の歪を計測する。流量計測部では、静圧と流量によって計測部に生じる歪を計測し、静圧補償部では静圧によって計測部に生じる歪を計測する。そのため、流量は、流量計測部と静圧補償部から得られる歪を差し引くことで、流量計測が可能となる。

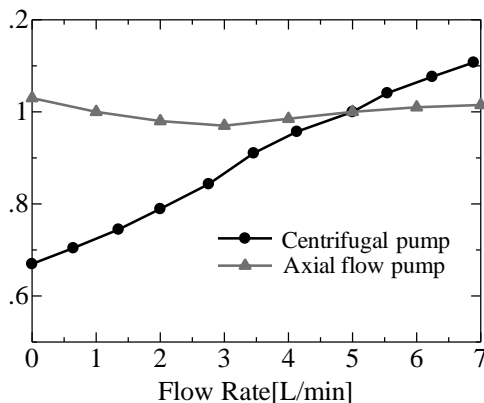


Fig.1 An example of the correlation between flow rate and power consumption under constant rotational speed

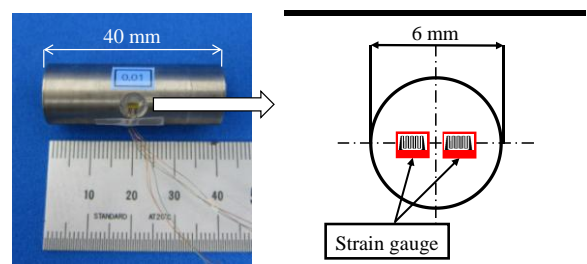


Fig.2 Developed blood flow meter using an outlet cannula of an artificial heart

3. 試験方法

3-1. 試験モデル

直管式血流量計の歪計測部の肉厚が流量計測に及ぼす影響を調べるため、肉厚の異なる試験モデルを作製した。歪計測部の設定肉厚は0.01, 0.1, 0.75 mmの3種類とした。歪計測部には、ゲージ長0.2 mmの歪ゲージ(KFRS-02-120-C1-13N30C3, 共和電業(株))を、歪計測部の中心軸上に2枚貼り付けた。2枚の歪ゲージを、ホイートストンブリッジ回路を使用し、2アクティブゲージ法で結線することで、歪計測部に生じる周方向の歪を計測した。

3-2. 試験回路

評価試験では、図3に示す、閉回路を構築した。閉回路は、血液ポンプ(特注品, 産業技術総合研究所), 塩化ビニル製のチューブ(MERA Exceline-H, 泉工医科工業(株)), 血液リザーバ(特注品, 泉工医科工業(株)), アクリルパイプ, 試験モデルから構成されている。閉回路中の圧力および流量は、回路中に設置した流路抵抗により調整される。作動流体には水道水を用い、温度は室温とした。血液ポンプ出口の流れは非常に乱れていることが予想されたため、血液ポンプと試験モデルの間は助走区間とし、試験モデルの内径の約80倍の距離を持つ1 mのアクリルパイプで接続した。閉回路内の静圧は、試験モデルの入口と出口に圧力トランスデューサ(DX-100, 日本光電(株))を設置し、圧力計(AP641-G, 日本光電(株))を用いて増幅した。閉回路内の流量は、試験モデル出口に超音波流量計(T402, Transonic System inc.)のプローブを設置し、計測した。歪ゲージで計測された歪は、直流型歪増幅器(DSA-100A, 日章電機(株))で約20,000倍に増幅した。歪計測において、ノイズの影響を軽減するために、カットオフ周波数10 Hzのローパスフィルタを使用した。各計測器で計測されたデータはADカード(ADA16-32/2(CB)F, (株)コンテック)によりデジタル化し、サンプリング周波数100 Hzで計測用パソコン(Let's note CF-W2, パナソニック(株))に取り込んだ。

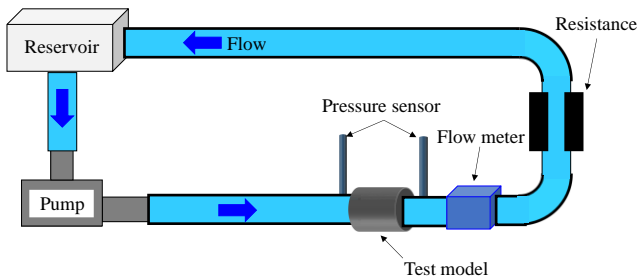


Fig.3 Mock circulation loop

3-3. 歪計測部の評価試験

3-3-1. 静圧計測試験

歪計測部の肉厚と静圧の関係を調べるため、静圧計測試験を行った。静圧計測試験では、回路をクランプし、流量0 L/minを維持した状態で、ポンプの回転数を増加させることで、管路内の静圧を0 mmHgから150 mmHgまで、50 mmHgずつ増加させた。このとき、各試験モデルの歪量と静圧の校正式を比較した。

3-3-2. 流量計測試験

歪計測部の肉厚と流量の関係を調べるため、流量計測試験を行った。流量計測試験では、回路を開放し、ポンプの回転数および、流路抵抗を調節することで、試験モデルの

入口圧を100 mmHgに保った状態で、流量を0 L/minから5 L/minまで1 L/minずつ増加させた。このとき、静圧計測試験の結果を元に、歪量から算出した静圧と流量の関係を比較した。最後に、流量計測試験の結果をもとに、試験モデルの中から、流量計測部と静圧補償部を選定し、市販の超音波流量計と流量の計測性能を評価した。

4. 試験結果

4-1. 静圧計測試験の結果

図4に静圧計測試験の結果を示す。図4において、縦軸は圧力計によって計測された静圧、横軸は、試験モデルで計測された歪を示している。図4より、静圧が増加したとき、歪量も静圧の増加に伴って増加していることがわかった。表1に各試験モデルから得られた校正式と決定係数を示す。表中のPは管路内圧、 $\epsilon_{0.01}$ と $\epsilon_{0.1}$ 、 $\epsilon_{0.75}$ はそれぞれ肉厚0.01, 0.1, 0.75 mmの各試験モデルの歪量を示す。管路内の静圧と各試験モデルの歪計測部に生じた歪の関係を一近似した結果、肉厚0.01, 0.1, 0.75 mmの各試験モデルの決定係数 R^2 は1, 1, 0.9995となり、歪と静圧は線形の関係にあることがわかった。校正式の傾きは、試験モデルの肉厚が薄くなるほど、小さくなった。

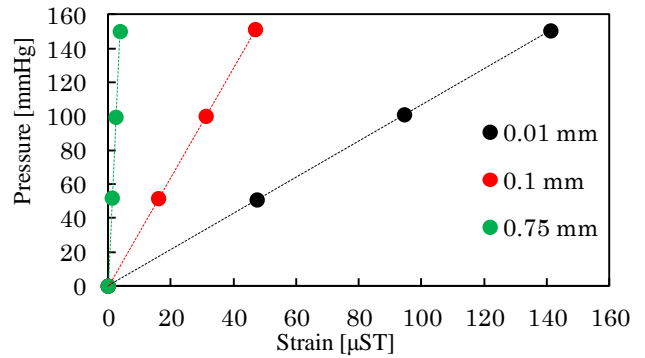


Fig.4 Relationship between a pressure and a strain

Table 1 Calibration equation for a static pressure of each tested model

Wall thickness (mm)	Calibration equation	R^2
0.01	$P=1.0659 \times \epsilon_{0.01}$	1
0.1	$P=3.2175 \times \epsilon_{0.1}$	1
0.75	$P=38.917 \times \epsilon_{0.75}$	0.9995

4-2. 流量計測試験の結果

図5, 図6に流量計測試験の結果を示す。図5は管路内の静圧を100 mmHgに固定した時の流量に対する歪の変化を示す。縦軸は歪より算出された静圧、横軸は超音波流量計により計測された流量を表している。図5において、歪から算出した静圧は、肉厚0.01, 0.1, 0.75 mmの試験モデルにおいて、管路内の静圧を100 mmHg一定に保っているにも関わらず、流量0 L/minから流量1 L/minの間で69.0, 14.9, 18.5 mmHg増加することがわかった。このとき、歪から算出した静圧と市販圧力計によって計測された静圧の平均誤差は、肉厚0.01, 0.1, 0.75 mmの各試験モデルで72.1, 13.3, 7.09 mmHgとなった。本結果より、肉厚0.01 mmの試験モデルにおいて、計測される歪は流量と静圧の影響を受けることがわかった。また、肉厚0.75 mmの試験モデルにおいて、計測される歪は主に静圧の影響を受けることが

わかった。直管式血流量計において、流量計測部は流量と静圧の影響を受け、静圧補償部は静圧のみの影響を受ける必要がある。したがって、直管式血流量計における、流量計測部および、静圧補償部の肉厚は、それぞれ、0.01、0.75 mm に設定する必要があることがわかった。

図6は流量計測部として肉厚0.01 mmのモデルを、静圧補償部として肉厚0.75 mmのモデルを採用したときの、流量と試験モデルより算出された差圧の関係を示す。縦軸は超音波流量計により計測された流量を示し、横軸は試験モデルより算出された差圧を表している。図6において、差圧と流量の関係は、流量2 L/minを境に変化した。そのため、流量算出のため、流量2 L/min前後で2つの校正式を作成した。校正式を表2に示す。図6において、校正式と計測結果を比較した結果、計測誤差は0.50 L/min以内となることがわかった。本結果から、肉厚0.01 mmの流量計測部と肉厚0.75 mmの静圧補償部を有する、チタン合金製の直管を用いることで、計測誤差0.50 L/min以内で流量計測可能なことがわかった。

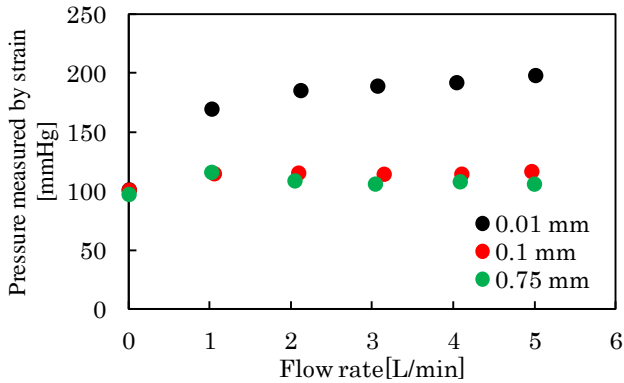


Fig.5 Relationship between a pressure measured by a strain gauge and a flow rate

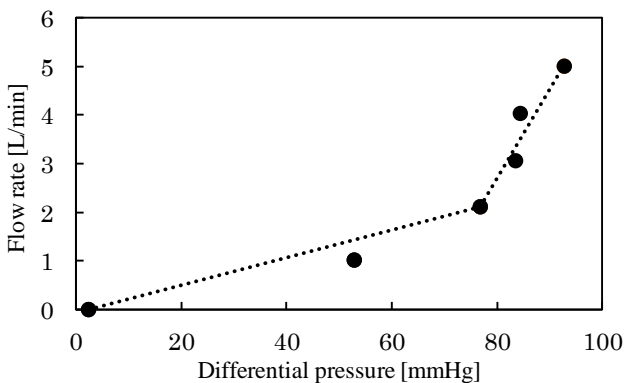


Fig.6 Relationship between a flow rate and a differential pressure measured by a strain gauge

Table 2 Calibration equation for a flow measurement of each tested model

Flow rate	Calibration equation
Less 2 L/min	$F=0.0284 \times \Delta P - 0.0595$
Over 2 L/min	$F=0.1812 \times \Delta P - 11.794$

5. 考察

本研究では、歪計測部の肉厚が流量計測に及ぼす影響を検討した。その結果、流量発生時において、静圧を 100

mmHg 一定に保っているにも関わらず、肉厚 0.01 mm のモデルでは歪量が流量の増加に伴って増加した。本結果から、肉厚 0.01 mm の歪計測部は、静圧に加えて、流量の影響によって歪が生じることがわかった。流量により生じた歪の原因として、肉厚 0.01 mm のモデルの管路内側を目視で観察したところ、図7に示すように、歪計測部が管内側に微小変形していることが確認された。この微小変形は肉厚 0.1、0.75 mm のモデルでは確認されなかった。流量が発生したときに生じる動圧は速度の変化によって変化する。そのため、本微小変形により、歪計測部付近で速度の変動が生じ、歪計測部の歪量が増加したと考えられた。一方、肉厚 0.1 mm と肉厚 0.75 mm のモデルでは、微小変形は生じなかったため、動圧の影響が無かったと考えられる。

次に、歪計測部の微小変形の原因について考察する。本研究で用いた試験モデルの歪計測部の薄肉加工には、NC 切削機を利用した。切削時には、管軸方向に垂直に力が作用するため、歪計測部を極薄肉とするときに、歪計測部が微小変形し、加工後も微小変形が維持されたものと考えられる。しかし、この微小変形は、血栓形成や溶血などの血液適合性の悪化や計測部の破断などの原因となるほど大きな変形ではないため、長期の血流量計測には問題ないと考えられる。



Fig.7 Deformation area in the test model having a wall thickness of 0.01 mm

6. 結言

本研究では、人工心臓のアウトレットカニューラをセンサプローブとして利用する直管式血流量計を開発するため、歪計測部の肉厚が流量計測に及ぼす影響を調べた。流量計測試験を行なった結果、歪計測部の肉厚を 0.01 mm とすることで、歪は静圧に加えて流量の影響を受けることがわかった。また、歪計測部の肉厚を 0.75 mm にすることで、歪は主に静圧のみの影響を受けることがわかった。本結果から、直管式血流量計において、流量計測部の肉厚は 0.01 mm、静圧補償部の肉厚は 0.75 mm に設定し、各計測部位から得られる歪を差し引くことで、流量計測が可能となることがわかった。

7. 参考文献

- (1) Pennings KA, Martina JR, et al. Pump Flow Estimation From Pressure Head and Power Uptake for the HeartAssist5, HeartMate II, and HeartWare VADs, ASAIO J., vol. 59, no. 4, pp. 420-426, 2013.
- (2) R.Kosaka, M.Nishida, et al. Development of a miniaturized mass-flow meter for an axial flow blood pump based on computational analysis, J Artif Organs., vol. 14, no. 3, pp. 178-184, 2011.