

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 26 年 6 月 12 日現在

機関番号：12605

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2013～2013

課題番号：25630087

研究課題名(和文)血管狭窄を予防するステントロボット

研究課題名(英文)Development of Stent robot for Angiostenosis

研究代表者

遠山 茂樹 (Shigeki, TOYAMA)

東京農工大学・工学(系)研究科(研究院)・教授

研究者番号：20143381

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,100,000円、(間接経費) 930,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では、虚血性心臓疾患に利用されるステントをロボット化して、冠動脈の保全を行うデバイスを開発した。ステントの両側に円筒型の薄い板を取り付け、外部から超音波を照射することで、血管内を左右に移動できるものである。水中の基礎実験では、5cmほど離れたところから超音波を照射して、モータとして駆動することができた。

研究成果の概要(英文)：In our research, we have developed stent robot for the people with ischemic heart disease. This robot has a capability to move in coronary arteries to maintain it. It has the coil in the middle part and cylinders at both ends. The cylinder parts can get the ultrasonic wave from outside to move in the blood vessel. In our experiments, we have succeeded in driving it in the water.

研究分野：工学

科研費の分科・細目：機械工学・知能機械学・機械システム

キーワード：ロボット 医療 ステント

1. 研究開始当初の背景

日本人の死亡原因の上位に心筋梗塞などの虚血性心疾患を挙げることが出来る。虚血性心疾患は冠動脈内に生じた粥腫(プラーク)が長年にわたり堆積して内腔の70~80%狭窄すると、安定労作狭心症が生じ、狭窄が進行して閉塞しかかると不安定狭心症となる。完全に閉塞すると急性心筋梗塞に至る。これらの疾患においては早期発見・治療が望まれている。そこでこのような理解に基づき、1977年から1980年代前半にかけてバルーン血管形成術が急増し、冠動脈インターベンションが成果を挙げた。その中でステントはバルーン形成術に加えて用いられる治療器具であり、血管の形成を内側から支えて機械的に血管の拡張を保たせるため、再狭窄や再閉塞を防ぐ役割がある。

2. 研究の目的

本研究ではステントに超音波モータの技術を応用し、超音波を体外から照射することで血管内を摺動するステントモータを開発することを目的とする。ステントが血管内を摺動可能になることで、施術後体外からステントの位置調節ができるようになる、患部付近で発生した狭窄に対し体外からの超音波照射のみで対応できるようになるなど、様々な応用が考えられる。まず、超音波モータの駆動原理から、ステントモータの理論式を構築する。また、設計したステントモータの駆動実験を行い、駆動原理の確認と理論式による検証を行う。

3. 研究の方法

(1) ステントモータの構造と駆動原理

ステントモータは、血管をロータとして回転し、その回転軸方向に前後に駆動するモータを想定している。Fig. 1 にステントモータの概略図を示す。ステントモータの駆動原理は従来の超音波モータと同じく超音波振動による摩擦駆動である。駆動するためのエネルギーを体外からの超音波照射によって得る。そのため、ス

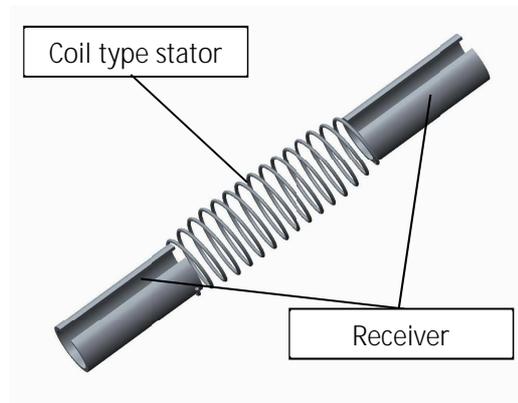


Fig. 1 Overview of stent motor.

テントモータは超音波を受け取るレシーバ部分と、それを回転の駆動力として出力するステータ部分がある。ステータの両端にレシーバがあり、それぞれのレシーバに対応した共振周波数の超音波を照射することで任意のレシーバのみを共振させ、2通りの進行波を発生させることができる。これにより、ステントモータの駆動方向を制御できる。

ステントモータの駆動原理は従来の超音波モータと同様であると考えられる。したがって駆動力は摩擦力から得られる。ステータと摺動面との押し付け力を N 、動摩擦係数をステントモータのコイル部分の半径を R とすると、そのときの出力トルク T は、

$$T = \mu RN \quad (3.1)$$

と表せる。また、超音波モータの駆動時、ステータの質点は楕円振動しているが、その振動をたて振動、ねじり振動に分解すると、たて振動 a とねじり振動 b はそれぞれの振幅 a_0 と b_0 を用いて、

$$a = a_0 \sin \omega t \quad (3.2)$$

$$b = b_0 \cos \omega t \quad (3.3)$$

と表せる。ステータと摺動面との押し付け力が N のとき、ステータの伸び位相のときロータに衝突する。振動の加速度が極めて大きいので、摺動面は衝突によって受ける力により、押し付け力 N と釣り合う位置まで浮上する。つまりこのときの浮力は F であり、ステータの運動量

から求められる．振動の波長を λ , ステータの密度を ρ , 断面積を S_s , 音響インピーダンスを Z_s , ステータ内の音速を C , ステータの有効質量 m を同位相で振動する $\lambda/4$ 部であると仮定すると , 以下のように表すことができる .

$$m = \frac{\lambda}{4} \rho S_s = \frac{1}{4} \rho \frac{CS_s}{f}$$

$$= \frac{1}{4} \frac{Z_s S_s}{f} \quad (3.4)$$

また , 平均速度は ,

$$\bar{v} = \frac{1}{\pi^2} \int_0^{\lambda/4} \int_0^{\tau} \frac{da}{dt} dt dx$$

$$= \frac{4}{\pi} a_0 f \quad (3.5)$$

である . したがって運動量より

$$F = m\bar{v}f = \frac{1}{\pi} Z_s a_0 S_s f \quad (3.6)$$

となる . 同様にして , ねじり振動はトルクを生み出す . ねじり振動の速度は ,

$$\bar{v}(b) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{\lambda/4} \int_0^{\tau} \frac{db}{dt} dt dx = b_0 f \quad (3.7)$$

より ,

$$T = \frac{1}{8} Z_s b_0 S_s f R \quad (3.8)$$

となる .

楕円振動の楕円率 δ は

$$\delta = \frac{b_0}{a_0} = \frac{8}{\pi} \mu \quad (3.9)$$

となる .

(2)ステントモータの理論式

超音波発生器から超音波の出力がステントモータの駆動となるまでの流れを追いながら , 理

論式を構築する . まず , 超音波発生器の振動子先端の出力ワット密度を求める . 振動子の出力を W_0 , ホーンの先端部分の面積を S_0 , 出力周波数 f , 出力される超音波の振幅を A_0 , 人体の固有インピーダンス Z_H をとすると , 振動子先端部の出力ワット密度 I_0 は

$$I_0 = \frac{W_0}{S_0} = 2\pi^2 A_0^2 f^2 Z_H \quad (3.10)$$

であるから , 出力される振幅 A_0 は ,

$$A_0 = \frac{1}{\pi f} \sqrt{\frac{W_0}{2Z_H S_0}} \quad (3.11)$$

と求めることができる .

次にホーン先端で発生した超音波がステントモータのレシーバに到達するまでの減衰について理論式を構築し , ステントが受け取る出力ワット密度を求める . その後ステータの振幅を求める . 振動子からレシーバまでの距離を x , レシーバ到達時の振幅を A_{in} とすると ,

$$A_{in} = A_0 e^{-\alpha x} \quad (3.12)$$

と表せる . α は減衰定数であり , 水などの超音波の吸収が粘性に依存する場合 , α は音波周波数の 2 乗に比例して増大するが , 生体軟組織の場合 , 一般に α は音波周波数のほぼ 1 乗に比例して増大する . 人体からレシーバへの超音波の入射率 t_R は

$$t_R = 1 - \left(\frac{Z_s - Z_H}{Z_H + Z_s} \right)^2$$

$$= \frac{4Z_s Z_H}{(Z_H + Z_s)^2} \quad (3.13)$$

と表される . したがって , レシーバへ入射する超音波のワット密度は , 式(3.3) , (3.4)より

$$I_R = t_R 2\pi^2 A_{in}^2 f^2 Z_H$$

$$= e^{-2\alpha} \frac{4Z_S Z_H}{(Z_H + Z_S)^2} I_0 \quad (3.14)$$

となる .

レーバからステータへの伝播について考える . レーバからステータへの超音波の伝播時にエネルギー損失がないと仮定する . ステントの受け取る超音波振動のワット密度を I_S , レーバの超音波を受信する面積を S_R とすると ,

$$I_S = \frac{S_R}{S_S} I_R = \frac{S_R}{S_S} e^{-2\alpha} \frac{4Z_S Z_H}{(Z_H + Z_S)^2} I_0 \quad (3.15)$$

と表せる . さらに , 式(3.1)を代入し整理すると ,

$$I_S = 2\pi^2 \left(e^{-\alpha} \frac{2Z_H}{Z_H + Z_S} \sqrt{\frac{S_R}{S_S}} A_0 \right)^2 f^2 Z_S \quad (3.16)$$

となり , したがって式(3.7)より , ステントモータのステータ部分における超音波の振幅 a_0 は ,

$$a_0 = e^{-\alpha} \frac{2Z_H}{Z_H + Z_S} \sqrt{\frac{S_R}{S_S}} A_0 \quad (3.17)$$

となる .

次にステントモータのトルクを求めたあと , ステントモータの回転軸方向の推進力を求める . 式(3.8)より ,

$$b_0 = \frac{8}{\pi} \mu e^{-\alpha} \frac{2Z_H}{Z_H + Z_S} \sqrt{\frac{S_R}{S_S}} A_0 \quad (3.18)$$

となる . また , ステータ摺動面の長さを L , とステントモータのステータ全体から発生するトルク T_S は ,

$$T_S = \frac{Lf}{C_S} T = \frac{1}{8} \frac{Lf}{C_S} Z_S b_0 S_S f R \quad (3.19)$$

と表される . ステータ摺動面の長さ L は , ステータの形状がコイル状であるため , 巻き数 n とピッチ p を用いて ,

$$L = n \sqrt{(2\pi R)^2 + p^2} \quad (3.20)$$

である . 式(3.11) , (3.18) , (3.19) から ,

$$T_S = \frac{\mu R L}{\pi^2 C_S} f e^{-\alpha} \frac{2Z_S Z_H}{Z_H + Z_S} \sqrt{\frac{W_0}{2Z_H} \frac{S_R S_S}{S_0}} \quad (3.21)$$

となる .

したがって , ステントモータの軸回りの駆動トルク T_r と , 回転軸方向の推進力 F は ,

$$T_r = \frac{2\pi R}{\sqrt{(2\pi R)^2 + p^2}} T_S$$

$$= \frac{2\mu m R^2}{\pi C_S} f e^{-\alpha} \frac{2Z_S Z_H}{Z_H + Z_S} \sqrt{\frac{W_0}{2Z_H} \frac{S_R S_S}{S_0}} \quad (3.22)$$

$$F = \frac{p}{\sqrt{(2\pi R)^2 + p^2}} \frac{T_S}{R}$$

$$= \frac{2\mu m p}{\pi C_S} f e^{-\alpha} \frac{2Z_S Z_H}{Z_H + Z_S} \sqrt{\frac{W_0}{2Z_H} \frac{S_R S_S}{S_0}} \quad (3.23)$$

で求めることができる .

(3) ステントモータとホーン的设计

ステントモータと振動子の先端部分に取り付けるホーン的设计を行った . 実験で使用する超音波ホモジナイザの発生周波数である 26000 Hz を共振周波数として設計した .

ステントモータの寸法は , 直径 4.1 mm , 長さ 27 mm とした . これは , 実際に冠動脈で用いられるステントと同等の大きさである . レーバは共振した際の振幅が円筒の場合よりも大きくなるように円筒にスリットを入れた形状とした . その上で , 固有振動解析を行いレーバの共振周波数を 26000 Hz に合わせた . 共振時のレーバの質点の変位量を Fig. 2 に示す . レーバは共振時 , スリットの間隔が変動するような振動の行う . ステータとレーバの接着方向から , この振動方向ではステータに粗密波が発生しやすいと考えられる .

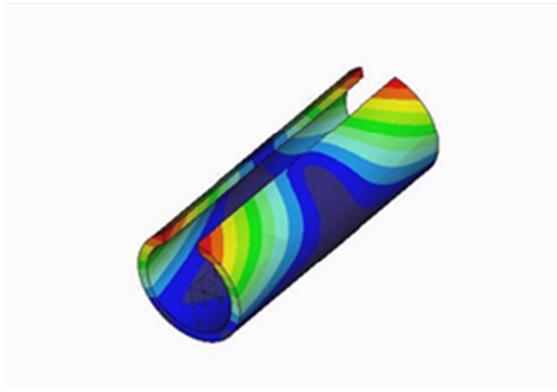


Fig. 2 Result of natural vibration analysis.

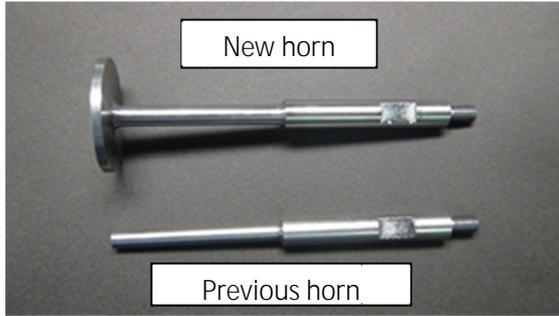


Fig. 3 New horn and previous horn.

従来の超音波振動モータを駆動させるために使用していたホーンと、新たに設計したホーンを Fig. 3 に示す。ホーンは先端を円盤状にし、遠方まで均一な超音波が発生するような形状にしたうえで、固有振動解析を行い共振周波数にあわせた。

(4) ステントモータの駆動実験

実験装置の概要を Fig. 4 に示す。水槽に水を張り、水中でステントモータを駆動させる。ホーン先端部分が水面下であり、水を伝播してステントモータに超音波を照射する。ホーンを片側のレシーバに寄せ、もう片方のレシーバは振動しないように固定した。これにより、片側のレシーバのみ振動する環境を擬似的に再現した。ステントモータには軸を通して支え、ロータに通した。ホーン先端からステントモータまでの距離 x を 2.5 mm からステントモータの駆動しなくなった距離まで 2.5 mm おきに変化させ、ロータの最大回転速度を計測した。回転数を計測するために、ロータには $\pi/4$ ごとに目印をつけた。ロータは長さ 5 mm、内径 4.5 mm、ステントモータのステータとの径差は 0.3 mm である。長手方向にロータが摺動しないように、ストッパを設けた。振動発生源は超音波ホモジ

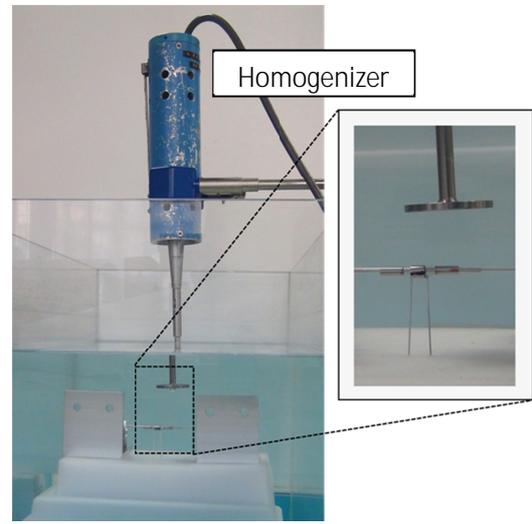


Fig. 4 Overview of experimental equipment.

ナイザーUS-50(日本精機製作所)を使用した。

ステントモータは摩擦駆動のため最大回転速度がねじり振動の速度に依存している。理論上のステントモータの最高速度を求める。ねじり振動の速度 V は

$$V = \frac{db}{dt} = -b_0 \omega \sin \omega t \quad (3.24)$$

である。よってねじり振動の最大速度 V_{max} は

$$V_{max} = -2\pi b_0 f \quad (3.25)$$

最大速度 V_{max} のうち回転軸方向成分 V_{rmax} は

$$V_{rmax} = \frac{2\pi R}{\sqrt{(2\pi R)^2 + p^2}} V_{max} \quad (3.26)$$

よって、最大回転数 $N_{max}[\text{rpm}]$ は、

$$\begin{aligned} N_{max} &= 60 \cdot \frac{V_{rmax}}{2\pi R} \\ &= \frac{60}{\sqrt{(2\pi R)^2 + p^2}} \frac{16\mu}{\pi} e^{-\alpha} \frac{2Z_S Z_H}{Z_H + Z_S} \sqrt{\frac{W_0}{2Z_H} \frac{S_R S_S}{S_0}} \end{aligned} \quad (3.27)$$

となる。

実験の場合では、 Z_H は水の音響インピーダンスであり、 α は水の減衰定数となる⁽⁴⁾。また、 μ は SUS304 の摩擦係数となる。各値を代入し、実験における最大回転速度の理論値を求める。なお、 $R = 0.002$ 、 $p = 0.1$ 、 $\mu = 0.53$ 、

$\alpha = 72.7$, $Z_S = 45.7 \times 10^6$, $Z_H = 1.48 \times 10^6$, $W_0 = 50$,
 $S_R = 23.1 \times 10^{-6}$, $S_S = 7.8 \times 10^{-9}$, $S_0 = 7.0 \times 10^4$ である。

$$N_{\max} = 2428.2e^{-72.7x} \quad (3.28)$$

この値と、実験結果とを比較する。また、2つあるレーザーの片方を超音波を照射し共振させ、それぞれでロータ回転方向がどうなっており、異なる回転方向になっているかどうかを確認した。

4. 研究成果

実験結果を Fig. 5 に示す。実験では、ホーンとステントモータの距離が 25 mm を離れたところからロータが回転しなくなった。また、理論値の 1/8 程度となった。これは、理論値が押し付け力が理想的状態であることを前提にしてあることや、水中でロータを回転させるため、水が潤滑剤として働き摩擦係数が小さくなったことが原因として考えられる。理論値と同形の減少傾向が確認できたため、今回の実験では超音波の距離減衰によってのみ減衰しているといえる。したがって、ホーンの形状を変更したため、超音波の指向角が原因によるワット密度の減衰ではないといえる。

また、超音波を照射するレーザーを変更したところ、それぞれコイルの巻き方向と逆向きに回転した。これは超音波の伝播するの向きと逆向きの楕円運動がステータ表面の質点に発生しているためであるといえる。

本研究ではまず、ステントモータの出力について理論式の導出を行った。そしてステントモータとホーンについて設計を行い、それらを用いてステントモータの基本的な特性と駆動の確認を行った。駆動に対応したレーザーの共振周波数の超音波をステントに照射することで、駆動方向を制御することができることを確認した。

ステントモータの実際の使用環境下では、血管内壁の摩擦係数や押し付け力、血液の潤滑効果などで今回の実験条件よりもさらに低出力になると考えられる。低出力の場合安定して駆

動しないため、低速高トルクで駆動するような設計をする必要がある。今後は、生体内での駆動を検証するために、人工血管における駆動実験を行っていきたい。また、様々な実験条件やステントモータの形状を検証するための、実験器具や実験環境についてよく考察していくことが必要である。

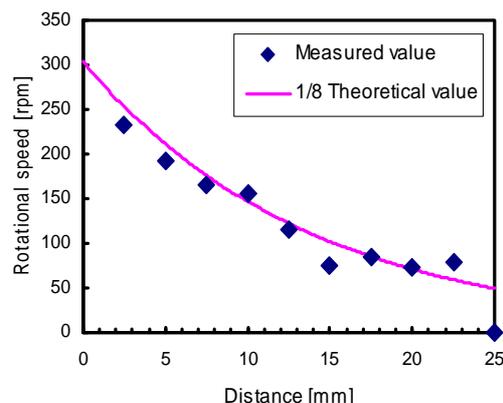


Fig. 5 Result of measurement of rotational speed.

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕現在、日本機械学会誌に準備中。

〔学会発表〕(計1件)

遠山茂樹、西澤宇一、「ステントロボットの開発」日本機械学会2014年度年次大会, 2014年9月7日～10日, 東京電機大学 東京千住キャンパス(予定)

〔産業財産権〕

特になし

6. 研究組織

(1)研究代表者

遠山 茂樹 (TOYAMA, Shigeki)
 東京農工大学・大学院工学研究院・教授
 研究者番号: 20143381

(2)研究分担者

石田 寛 (ISHIDA, Hiroshi)
 東京農工大学・大学院工学研究院・准教授
 研究者番号: 80293041