科学研究費助成事業 研究成果報告書

令和 元年 6月24日現在

機関番号: 32410

研究種目: 基盤研究(C)(一般)

研究期間: 2015~2018

課題番号: 15K05908

研究課題名(和文)高い把持性能を有する長く柔軟な指をもつ軟性内視鏡用細径鉗子

研究課題名(英文)Flexible endoscopic forceps with long flexible fingers having high gripping performance

研究代表者

安藤 大樹 (Ando, Hiroki)

埼玉工業大学・工学部・准教授

研究者番号:60377819

交付決定額(研究期間全体):(直接経費) 3,800,000円

研究成果の概要(和文):軟性内視鏡用細径鉗子による表面が滑りやすい大きな臓器の安定した把持を可能とする機構として,軟性内視鏡の細く長い鉗子用管路を通過可能な長く柔軟な指をもつ把持機構の設計を検討した.設計法として,柔軟フレーム構造のばね・セグメント離散化による簡易設計法を利用した設計アルゴリズムを提案した.提案手法により指の長さが従来鉗子のおよそ2倍で従来鉗子以上の把持力を有する柔軟把持機構を設計した.

研究成果の学術的意義や社会的意義 近年,軟性内視鏡を用いて内腔側から治療を行う内視鏡治療が,体表に全くキズをつけずに行う低侵襲な手術法 として注目されている.しかし,軟性内視鏡の鉗子口から挿入され,細く長い管路を通して使用可能な器具は, 概して性能が低く,種類も限られている.このため,軟性内視鏡治療は,低侵襲ではあるが非常に困難な手術法 となっている.本研究は,低侵襲な軟性内視鏡治療を容易に行えるようにするための高性能な器具の開発を目指 すもので,医療技術の向上において大きな意義があると思われる.

研究成果の概要(英文): This work aimed to design flexible endoscopic forceps with two long elastic fingers that can pass through a small diameter forceps channel of a flexible endoscope and grasp an internal organ with a large mass. In this work, an algorithm for designing the elastic gripping forceps based on a design methodology of flexible frame structures by spring-and-segment model was proposed. the proposed design algorithm provided flexible endoscopic forceps with two elastic fingers that are about twice as long as the conventional ones and have higher gripping force than that of the conventional ones.

研究分野: 機械工学

キーワード: ソフトメカニクス ソフトロボティクス コンプライアントメカニズム コンプライアントグリッパ

様 式 C-19、F-19-1、Z-19、CK-19(共通)

1.研究開始当初の背景

近年,軟性内視鏡を用いて内腔側から治療を行う内視鏡治療[1]が,体表に全くキズをつけずに行う低侵襲な手術法として注目され,その手術器具の研究が盛んに行われている[2-4].軟性内視鏡は口や肛門から消化管の奥深くへ挿入できるよう長くて柔らかい構造をしており,その手術器具は内視鏡に備わった細く長い管路へと挿入されて操作される.生田ら[2]は,把持機構と屈曲関節の2自由度を先端に有する直径2.5mmの鉗子を開発した.野方ら[3]は,肝臓や胆嚢をはじめとする大質量の臓器を把持可能な把持力の大きい把持機構を先端に有する直径2.0mmの鉗子を開発した.一般に,軟性内視鏡用鉗子先端の把持機構は,剛体の指,回転対偶,駆動用ワイヤから成る.その剛体の指は,湾曲した管路を通過できるように長さが鉗子直径の2倍程度と短く設計される.このため,肝臓や胆嚢といった体積が大きく表面が滑りやすい柔軟物質の把持において,対象物への把持指の接触面積が小さく,組織がちぎれたり,滑りぬけたりするという問題がある[3].Kawaharaら[4]は,把持と屈曲のそれぞれを柔軟部材の弾性変形を利用して実現した2自由度を先端に有する直径2.6mmの鉗子を開発した.しかし,この柔軟把持機構の指の長さも鉗子直径の2倍程度である.

2.研究の目的

本研究では,対象物との接触面積不足を解決し,湾曲した管路を通過可能な長く柔軟な指をもつ軟性内視鏡用把持機構の設計を目的とし,その解析的設計法を検討する.柔軟把持機構は柔軟な二指の弾性変形を利用して指の開閉操作を行う.これを二次元静弾性大変形問題ととらえ,柔軟フレーム構造のばね・セグメント離散化による簡易設計法[5]を利用した設計アルゴリズムを提案する.把持鉗子の開閉操作時の性能のみに着目した設計例において,提案手法により鉗子直径の4倍程度の指の長さをもつ把持力の大きい柔軟把持機構が設計可能であることを示す.

3.研究の方法

(1) 弾性把持鉗子の構造と駆動原理

文献[4]において設計された弾性把持鉗子の構造と駆動原理を図1に示す.構造の両端は鉗子本体に固定され,中央部に駆動用ワイヤが結束される.駆動用ワイヤを図1中の赤矢印の方向に引っ張ることにより構造全体が弾性変形し,その駆動力を調整することにより二指の開閉操作が行われる.

(2) 離散化モデル

図 1 に示したように弾性把持鉗子は左右対称な構造であるため,本研究では把持鉗子の右半分のみを考え,文献[5]にならい,弾性部材を弾性関節で接続された剛体リンクの直鎖として離散化してモデル化する.図 2 に離散化された二本の弾性部材 AB, BC から成る弾性把持鉗子のハーフモデルを示す.各弾性部材は曲げ変形を考慮した五つの弾性関節で接続された六つの剛体リンクで離散化されている.図 2 中の青太線,黄丸および黒丸はそれぞれ剛体リンク,弾性関節および剛結合を表し, φ_{1-12} および θ_{1-10} はそれぞれ剛体リンクの x 軸に対する傾斜角および無負荷時のリンク間相対角を表し, θ_{A} , θ_{B} および θ_{C} はそれぞれ第 1 リンクの x 軸に対する相対角を表す.

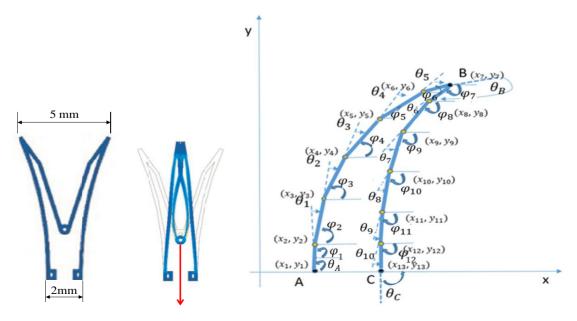


図1 弾性把持鉗子の構造と駆動原理

図2 弾性把持鉗子のハーフモデル

(3) 設計アルゴリズム

図2に示した弾性把持鉗子のハーフモデルを用いて,設計で着目する構造応答をある目標値に一致させる構造のシフトシンセシス[5]を利用した設計法を検討する.構造のシフトシンセシスでは,弾性把持鉗子の大変形解析を停留ポテンシャルエネルギーの原理に基づいた幾何学的境界条件を制約条件とするラグランジュ乗数法により行い,着目構造応答値の変化の設計変数の変更に関する一階感度を用いて,着目構造応答をある目標値に一致させる設計変更を行う.

本研究では,設計変数を θ_{1-10} , θ_B , θ_C とし,把持鉗子の開閉量と曲げ応力に着目した設計を行う.開閉量は駆動力 P=0 のときに全開状態とする.本研究で提案する設計アルゴリズムを以下に記す.

- Step 1. 設計変数 θ_{1-10} , θ_B , θ_C の初期試設計値を与える.
- Step 2. 駆動力 P を P=0 着目構造応答を把持指先端の x 座標 x_7 と最大曲げ応力 $|\sigma_{max}|$ とし,把持指全開状態における構造のシフトシンセシスを行う.
- Step 3. Step 2 で得られた設計変数の値を初期値とし, さらに駆動力 P も設計変数として適当な初期値を与え,着目構造応答を把持指先端の x 座標 x_7 と最大曲げ応力 $|\sigma_{max}|$ とし, 把持指が閉じた状態における構造のシフトシンセシスを行う.
- Step 4. Step 3 で得られた設計変数の値を用いて駆動力 P=0 として大変形解析を行い、開閉量が目標値を満足していれば設計を終了し、満足していなければ Step 3 で得られた設計変数の値を初期値として Step 2 へ戻る.

4. 研究成果

(1) 設計仕様

本研究では、弾性把持鉗子の材料としてばね用リン青銅薄板(縦弾性係数 110GPa 厚さ 0.2mm , 板幅 2.2mm) を想定し , その許容曲げ応力を 500MPa と設定する . また , 内視鏡の鉗子口の内径を 3mm と想定し , 図 2 中の点 C の座標を (1mm, 0mm) , 点 A の x 座標を $x_1 = 0.32$ mm , $\theta_A = \pi/2$ とする .

構造のシフトシンセシスにおける着目構造応答 x_7 , $|\sigma_{max}|$ の目標値は , 把持指全開状態において それぞれ $x_7=2.5$ mm, $|\sigma_{max}|\leq 1$ MPa 把持指が閉じた状態においてそれぞれ $x_7=0$ mm, $|\sigma_{max}|\leq 500$ MPa とする .

(2) 設計結果

図 3 に初期試設計時の把持鉗子の形状を示す.図 3 中,青線は鉗子本体へ固定された状態の形状を表し,緑線は鉗子本体へ固定される前,すなわち,点 C の座標および \Box_C についての拘束が無い状態の形状を表す.赤線は駆動力 P が最大曲げ応力 σ_{max} が許容応力に達するまで印加されたときの形状を表す.初期試設計時の把持鉗子は,許容応力内で把持指が完全に閉じることができていない.

図4に提案手法により設計された把持鉗子の形状を示す.図4中,黒線は鉗子本体へ固定された状態の形状を表し,青線は鉗子本体へ固定される前の形状を表す.赤線は駆動力が許容応力内で把持指が完全に閉じるまで印加されたときの形状を表す.把持指が閉じた状態での鉗子幅は2.04mmであるため,想定した鉗子口の内径3mmへ挿入可能と考えられる.また,把持指の長さは12mm程度あり,想定した鉗子直径3mmの4倍程度である.

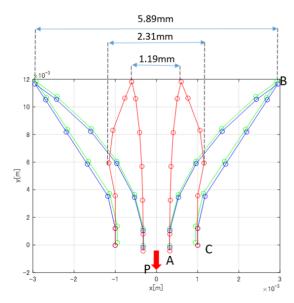


図3 初期試設計時の把持鉗子

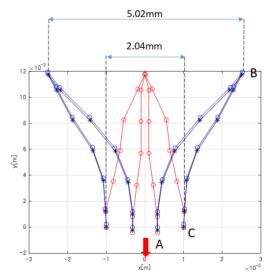


図 4 提案手法により設計された把持鉗子

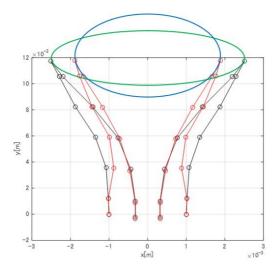


図 5 提案手法により設計された把持鉗子の対象物把持時の変形形状

提案手法により設計された把持鉗子の把持力を評価するため,対象物としてx 軸方向にのみ弾性を有する幅5.02mmのシリコンゴムを想定したばね定数1040N/mの線形弾性体を把持指先端に配置し,駆動力を印加し,許容応力内で大変形解析を行った。図5 に対象物把持時の変形形状を示す。図5 中,黒線は鉗子本体へ固定された状態の把持鉗子の形状を表し,緑楕円は対象物のイメージを表す.赤線は駆動力が最大曲げ応力が許容応力に達するまで印加された時の把持鉗子の変形形状を表し,青楕円は把持により変形した対象物のイメージを表す.提案手法により設計された把持鉗子の把持力は,許容応力内で最大0.64Nである.文献[3]および[4]で報告されている把持力はそれぞれ0.225Nおよび0.52Nであることから,それらと比較して,提案手法により設計された把持鉗子の把持力は大きいと言える.

< 引用文献 >

- [1] 中島清一, "内科・外科統合型次世代超低侵襲内視鏡治療機器", Medical Photonics, No. 4 (2011), pp. 44-49.
- [2] 生田幸士,山内宏太,廣田和明,"多自由度柔軟マイクロ鉗子の開発-消火器内視鏡治療への応用の提案と検証-",ロボティクス・メカトロニクス講演会⁷08 講演論文集 (DVD-ROM) (2008), 1A1-C22.
- [3] 野方誠,大林巧,塩見尚礼,谷徹, 軟性内視鏡用の大把持力を有する極細径鉗子の開発", 生体医工学, Vol. 50, No. 4 (2012), pp. 345-351.
- [4] T. Kawahara, T. Matsumoto, N. Muramatsu, N. Sakamoto and F. Arai, "Development of a Decoupling Wire Driven Exoskeletal Microarm for Endoscopic Submucosal Dissection", Proc. of the 3rd IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics (2010), pp. 849-854.
- [5] 桑水流理,吉川暢宏,中桐滋,"柔軟構造のばね・セグメント離散化による簡易設計法", 日本機械学会論文集 A 編, Vol. 65, No. 631 (1999), pp. 682-687.

5 . 主な発表論文等

[学会発表](計2件)

周楓, <u>安藤大樹</u>, "軟性内視鏡用弾性把持鉗子の設計法の検討", 日本機械学会第 26 回設計工学・システム部門講演会講演論文集 (USB), (神奈川), 2304, pp. 1-5 (2016).

<u>Hiroki ANDO</u>, "A study on Design of a Small Diameter Compliant Gripper with Long Elastic Fingers for Flexible Endoscopy", Proc. of MHS2016 (DVD), (Aichi, Japan), pp. 138-139 (2016).

※科研費による研究は、研究者の自覚と責任において実施するものです。そのため、研究の実施や研究成果の公表等については、国の要請等に基づくものではなく、その研究成果に関する見解や責任は、研究者個人に帰属されます。