

# 超弾性合金を用いた多自由度屈曲鉗子の開発

66771 芦田 秀一

指導教員 小林 英津子 准教授

Recently, Laparoscopic surgery is widely applied because of its minimal invasion. However, its operation is restrictive because it is necessary for surgeons to possess high surgical skills. To solve this problem, we have developed a wire driven multi-DOF bending forceps using super elastic alloy for Laparoscopic surgery. In this study, we decided applicable length to stainless-super elastic integrated rod incorporated bending forceps. In addition, we proposed introduction of tension measurement sensors and algorithm to correcting backlash for giving better its operationally. We developed 3<sup>rd</sup> bending forceps with stainless-super elastic -stainless wire integrated wire and tension measurement sensors, achieved tension limit by super elastic alloy and showed relation for tension and backlash of wire. Furthermore, exact bending operation was achieved by using backlash compensation.

Key words: Laparoscopic surgery, Bending forceps, Super elastic alloy, Surgical robot

## 1. 背景

近年、開腹手術に代わる新たな手術方法のひとつとして腹腔鏡下手術が広く行われるようになってきた。しかし、術具が腹壁の挿入孔に拘束されること、鉗子の持つ自由度の低さのために手術に高度な技術を必要とし、難しい手術に応用されていないのが現状である。

この問題点を解決するために、先端に把持機能しか持たない鉗子に屈曲自由度を持たせ、腹腔内で手技と同等の動きを実現する先端多自由度屈曲鉗子の開発が行われており<sup>(1,2,3)</sup>、我々はこれまで鉗子内部に超弾性合金を導入したワイヤ駆動の先端多自由度屈曲鉗子を開発してきた<sup>(2)</sup>。ワイヤ駆動方式は動力伝達系の剛性の低さと、その伸びのためのバックラッシュによる動作精度と制御性の低さ等の多くの問題を抱えている。本研究では、ワイヤ駆動先端多自由度屈曲鉗子の問題の解決した新たな多自由度屈曲鉗子の開発を目的とする。

## 2. 方法

これまで開発してきた先端多自由屈曲鉗子は分解能・機械的な位置決め精度の悪さやワイヤの伸びによる制御性の悪化といった問題点が存在する。

現状の先端関節機構では、転がり接触による回転関節機構が一点で支えられており、ワイヤが左右非対称に配置されているため、把持関節の屈曲

時に生じるワイヤの張力差によって、先端に機械的なガタが生じていた。そこで張力差による先端の誤差を減らすために、先端を両端支持の関節機構に改良した(Fig.1)。また、位置決め精度 1[mm]以内の分解能を実現するために、マイコン(H8-3048F)を用いて、ホールセンサの信号を処理し、位置決め精度の向上を図った。

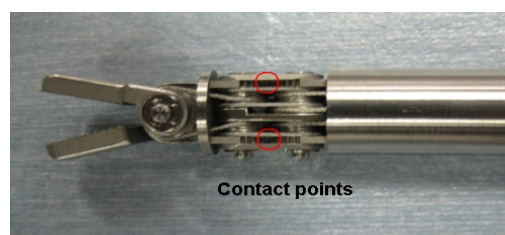


Fig.1 Tip mechanism

機械的なワイヤ破断防止と張力リミットを目的として、動力伝達系のワイヤ経路内に超弾性合金—ステンレスロッドの一体型ロッドを導入しているが、超弾性合金は動力伝達用のステンレスワイヤと同程度の剛性しかなく、ワイヤ経路内の伸びを抑制できていない。そこで一体型ロッド内の超弾性合金の割合を減らし、ワイヤ経路内の剛性を高くするために、予備実験として超弾性合金長 100,75,50[mm]と試作機に導入している長さ 240[mm]の4種類の一体型ロッドについて、引張試験機(Eztest,島津製作所)にて、3[mm]までの伸びと張力の関係を調べた。一体型ロッドの張力—伸び

線図(Fig.2)と、一体型ロッド内の超弾性合金の応力-ひずみ線図(Fig.3)より、超弾性合金長を短くすることで、超弾性域までの入力を減らすことができた。しかし、100,75,50[mm]では大きな差が得られなかった。超弾性合金の適切な長さを決める要因としては“一体型ロッド全体の伸びが少ないこと”と“超弾性合金部の歪が極力少ないこと(1~2%程度)”があげられる。Fig.3 より、2%程度で十分に超弾性域に到達する 100[mm]が妥当であると考え、超弾性合金長を 100[mm]とした、一体型ロッドをワイヤと置換する。

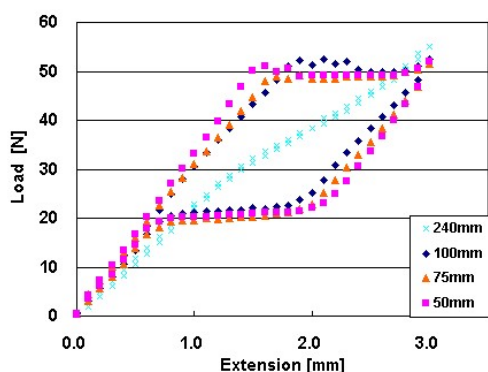


Fig.2 Load-extension diagram  
(Integrated rod)

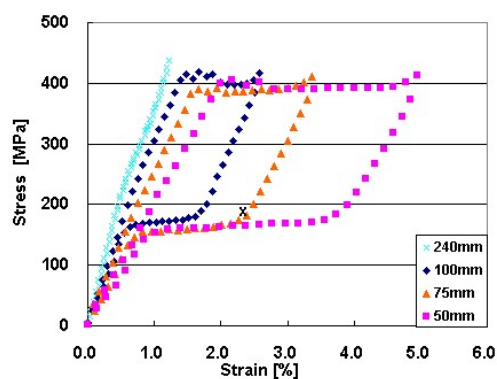


Fig.3 Stress-strain diagram  
(Super elastic alloy)

現状の鉗子はワイヤに加わる張力がわからず、初期張力を測定することができない。そのため、ワイヤのばらつきやたるみによる遊びが大きくなり、精密な駆動が実現できない。そこで、鉗子根元部へ、ロードセルを用いたセンサを配置し鉗子根元部のプリーに加わる圧力からワイヤの張力を測定することで上記を解消する(Fig.4)。さらに、制御な張力リミットとして用いることで安全性を向上し、張力を新たな制御パラメータとして導入することができると思われる。

また、現状の鉗子ではバックラッシの累積による制御性の低下や、細かな屈曲動作が行えず、結紮動作を実現できないといった問題が生じている。それらを解消するために、テンションプリーを導入して張力を一定に保つ等の方法があるが<sup>9)</sup>、機構が大型化してしまうという問題がある。そこで本研究では、回転方向とバックラッシ量を考慮したバックラッシ補正制御を導入する。本制御手法のコンセプトとしては、方向に変化があった場合、現在位置がバックラッシ分変化したとして、バックラッシ量だけモータを回転させバックラッシ量の緩和をはかるものである(Fig.5)。

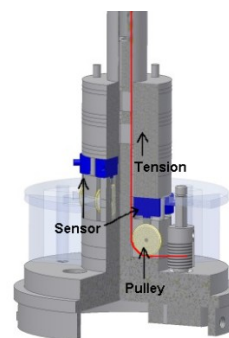


Fig.4 Wire tension detecting method

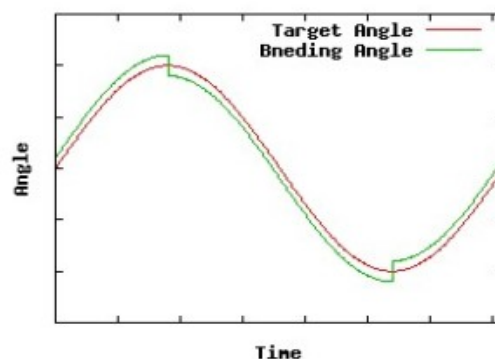
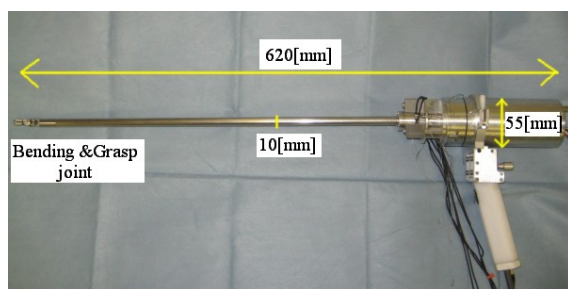


Fig.5 Concept of backlash compensation

### 3. 3次試作機

上述の構成要素を実装した、3次試作機とそのシステム構成を Fig.6 に示す。屈曲機構は転がり摩擦・ワイヤ非干渉構造を用い、動力伝達機構として、屈曲関節にはステンレスワイヤを、把持2系統には、長さ 100[mm]の超弾性合金を内蔵した一体型ロッドに置換した一体型ワイヤを用いている。制御方法として、モータ駆動には PI 制御を用い、バックラッシ補正を導入している。

Fig.6 3<sup>rd</sup> forceps

#### 4. 性能評価実験と考察

まず、無負荷時に各関節のワイヤに2種類の初期張力(low:4N,3N,4N, high:23N,22N,26N)を与え、バックラッシュ補正を用いず、屈曲関節・把持関節1,2について、 $\pm 70$ 度の往復屈曲を行ない、屈曲精度と張力変化を3回測定しバックラッシュを測定した。次に測定したバックラッシュ量を元に、バックラッシュ補正を行ない、把持関節2系統について $\pm 70$ 度の往復屈曲を3回行ない、バックラッシュ補正制御の評価を行った。Table1にそれぞれの場合での各関節のバックラッシュ量を示す。

Table1 Backlash of 3<sup>rd</sup> forceps

Tension	Joint	Backlash [deg]	
		unused	used
Low	Bending	$11.9 \pm 2.00$	$1.06 \pm 1.94$
	Jaw1	$5.2 \pm 0.95$	$0.75 \pm 0.33$
	Jaw2	$6.5 \pm 2.41$	$-0.61 \pm 2.62$
high	Bending	$26.4 \pm 12.93$	$-5.11 \pm 11.71$
	Jaw1	$17.9 \pm 1.27$	$0.07 \pm 2.20$
	Jaw2	$21.4 \pm 1.36$	$1.65 \pm 1.03$

バックラッシュ補正を行わない際の結果より、初期張力を大きくすることでバックラッシュ量も大きくなる傾向があることがわかる。これは張力が大きくすることで、部材間の接触・摩擦が増え、関節を屈曲するために必要な張力が大きくなるためだと考えられる。初期張力の高い時の把持関節1の張力変化(Fig.7)をみると、回転方向の反転時に、張力がある程度の値まで急激に上昇しその後関節の屈曲が始まる。この不感帯がバックラッシュとなる。また、屈曲関節は、転がり接触ギアの加工精度の問題から、初期張力を高くするとはめ合いがきつくなり、屈曲のばらつきが大きくなってしまった。

また、Table1より初期張力の高低にかかわらず、

バックラッシュ補正を用いることで、バックラッシュを十分抑制することができていることがわかる。張力が高い場合の把持関節1の張力変化(Fig.8)を見ると、屈曲反転時に、バックラッシュ補正により現在値がずれ屈曲範囲内に戻ると屈曲に十分な値まで張力が上昇していることがわかる。

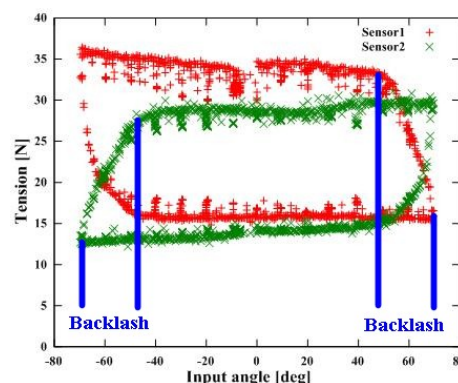


Fig.7 Wire tension of jaw1 joint

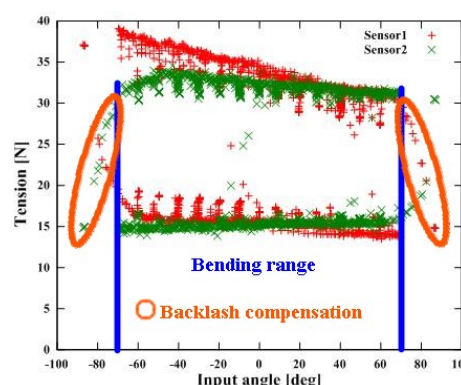


Fig.8 Wire tension of jaw1 joint using backlash compensation

次に、先端に負荷(300g)を印加した状態で、 $\pm 40^\circ$ の往復屈曲を行ない、同様にバックラッシュを測定し、測定できた関節に関してバックラッシュ補正を行った。張力の高い場合の把持2系統以外はワイヤの伸び等の影響で全く屈曲せず、バックラッシュを測定できず、把持2系統の結果を

Table2に示す。把持関節2の屈曲角度結果(Fig.9)を見ると負荷を印加した状態でもバックラッシュ補正によってヒステリシスを除去できていることがわかる。

Table2 Backlash of 3<sup>rd</sup> forceps with load

Joint	Backlash [deg]
Jaw1	$20.47 \pm 3.20$
Jaw2	$14.67 \pm 2.00$



また、先端の把持間接において、0度～-90度まで 5[deg/step]で指令値を与えたときの発生力を測定し、内部に導入した超弾性合金による張力リミットを観測した。

把持関節1結果(Fig.10)をみると、50°程度の指令値で 7[N]程度の発生力を示し、2次試作機のとくに比べ、超弾性までの入力を抑制し、超弾性による張力リミット(Fig.11)も実現できていることがわかる。これにより、把持ブレードに過剰な張力が加わった場合に、過剰な把持力によって組織を傷つけたたり、過剰な張力によるワイヤの破断を防止することができる。

3次試作機にて、手術手技による操作性・使用感の確認のため in vivo 実験を行った。超弾性合金を用いることで、把持関節による締込が容易になり、腹腔鏡下手術を模擬した豚腹腔内でこれまで実現不可能であった臓器の把持、結紮動作を行うことができた(Fig.12)。

## 5. 結論

超弾性合金を用いたワイヤ駆動先端多自由度屈曲鉗子において、ワイヤ系統の伸びを抑制するために、超弾性合金の適切長を決定し、初期張力と鉗子駆動時の動的な張力測定用のセンサを導入し、バックラッシュ補正制御を搭載した新たな先端多自由度屈曲鉗子の開発を行なった。3次試作機において超弾性を用いた締込によって結紮動作を実現し、ワイヤ駆動先端多自由度屈曲鉗子に張力リミット機構を導入することの有用性を示した。

今後の課題としては、張力調整機構を導入することで、特性の変化しない鉗子構造とし、様々な初期張力においてその特製を評価する必要がある。

## 参考文献

- 1) 山下 紘正, 他 7 名, バイポーラ電気メス屈曲鉗子マニピュレータの際径化, 第 15 回日本コンピュータ外科学会大会・第 16 回コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集, pp.99-100, 2006
- 2) 芦田 秀一, 他 6 名, 超弾性合金を用いた多自由度屈曲鉗子マニピュレータ機構の改良, 第 4 回生活支援工学系学会連合大会論文予稿集, p.73, 2006
- 3) K. Ikuta et al. Hyper redundant miniature manipulator "hyper finger" for remote minimally invasive surgery in deep area. In *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA '03. IEEE International Conference on*,

Vol. 1, pp. 1098–1102 vol.1, 14-19 Sept. 2003.

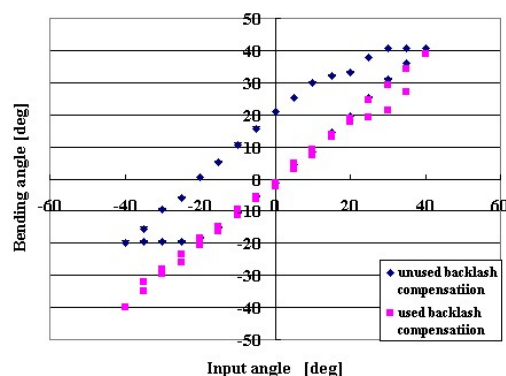


Fig. 9 Experimental result of bending hysteresis with load(jaw2)

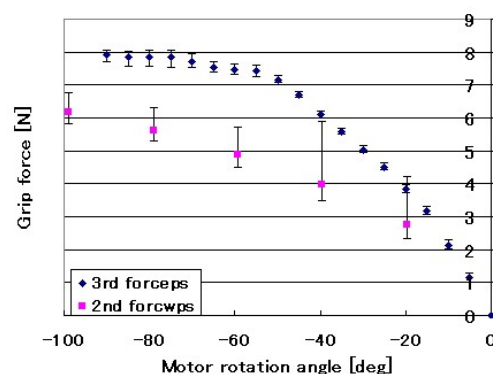


Fig.10 Experimental result of grip force (jaw1)

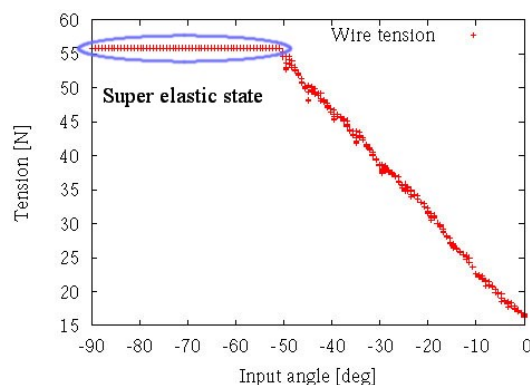


Fig.11 Wire tension of jaw1 joint



Fig.12 Ligature operation by 3<sup>rd</sup> forceps