学術・技術論文

超弾性合金を用いた内視鏡下手術用超音波駆動メスの能動湾曲機構

橋本 稔^{*1} 坂東 和哉^{*2} 若子 倫菜^{*3}

Active Bending Mechanism of Ultrasonically Activated Scalpel using Super Elastic Alloy for Endoscopic Surgery

Minoru Hashimoto^{*1}, Kazuya Bandou^{*2} and Rina Wakako^{*3}

Ultrasonically activated scalpels are used clinically to provide hemostatic cutting in endoscopic surgery. To assist the physician during endoscopic surgery, we develop an ultrasonically activated bending scalpel constructed of super elasticity alloy (SEA). We analyzed the vibration characteristics of the probe in the bending state by the finite element method. And the proposed active bending mechanism is prototyped. Moreover the vibration characteristics were measured to examine its effectiveness. Also, a cutting experiment was conducted. We demonstrate the ultrasonic vibration of the proposed scalpel is possible using a conventional vibration controller, since the change of the natural frequency due to the bend is negligible. In the prototyping, we realized the bending mechanism by using a linkage. The range of the bending angles varies from 0 [deg] to 60 [deg].

Key Words: Ultrasonically Activated Scalpel, Endoscopic Surgery, Super Elasticity Alloy, Vibration Analysis, Medical Robotics

1. はじめに

内視鏡下手術は、内視鏡、鉗子、メス等の器具を挿入し、内視鏡の画像を見ながら行う手術である (Fig. 1)。低侵襲性、術後 QOL (Quality Of Life) の向上という点において優れた外科手術法であり、患者にとって大きなメリットをもたらす。しかし術者に対しては、専門的なトレーニングと過大な集中力を要求し、負担を強いる手術法である。そこで、安全性と多機能性に優れ、操作性のよい手術装置が望まれている。

超音波駆動メスは、軟組織の止血と切開を同時にかつ低温で行うことができる手術装置である。周辺組織への損傷が他のエネルギー形態を使用した手術装置よりも少ないことから、内視鏡下手術にも使用されている [1]。しかし超音波駆動メス先端で発生するキャビテーション作用の危険性が数多く報告されており、熟練した手技が必要である [2]。超音波駆動メス先端が能動的に湾曲・伸展できれば、組織に対するアプローチの方向を制御することが可能となり、操作性改善につながるものと考えら

Fig. 1 Endoscopic surgery

れる。そこで、本研究では内視鏡下手術用超音波駆動メスの能動湾曲化を目的とする。

Fig. 2 に超音波駆動メスの概略図を示す。超音波駆動メスは、トランスデューサとプローブから構成されている。トランスデューサには、電界を加えると伸び変形を生じる圧電セラミックスが組み込まれており、超音波駆動メスの長軸方向に縦振動を発生させる。トランスデューサで発生した縦振動が、直接接続されている丸棒のプローブに伝達される。圧電素子で発生する振動振幅は極めて微小であるが、振動の力学的エネルギーが振幅の 2 乗に比例し断面積に反比例する性質を利用して、振幅の増幅をはかっている。縦振動しているプローブが、組織をの

原稿受付 2005 年 9 月 13 日

^{*1}信州大学大学院総合工学系研究科

^{*2}東芝情報システム (株)

^{*3}奈良県工業技術センター

^{*1}Interdisciplinary Graduate School of Science and Technology, Shinshu University

^{*2}TOSHIBA Information Systems Co.

^{*3}Nara Prefectural Institute of Industrial Technology

Fig. 2 Ultrasonically activated scalpel

こぎりのように切開し、同時に発生する摩擦熱が切開面のタンパク質を変性させるため、切開と止血が同時に達成される。

一方内視鏡下手術で使用される鉗子に対して、術者の操作性改善を目的とした能動機構が提案されてきた。それは、リンク機構を用いて湾曲・伸展させる方法 [3] [4]、形状記憶合金を加熱・冷却して湾曲・伸展させる方法 [5] などである。しかし、これらの方法を超音波駆動メスの能動化に用いることは、以下のような点で問題がある。まず、リンク機構を用いた場合、超音波振動の伝達経路内に関節機構を挿入することになり、振動伝達特性を著しく低下させる可能性がある。また、超音波振動の伝達経路に形状記憶合金を用い、形状記憶合金を能動的に湾曲・伸展させる場合、プローブそのものが加熱・冷却されるため振動伝達経路であるプローブの特性が変化し、湾曲時と伸展時で振動伝達特性が大きく変化してしまう可能性がある。これらの問題を回避するために、本研究では能動化の新たな手法として超弾性合金 (SEA: Super Elasticity Alloy) [5] を用いる方法を提案する。SEA は 5~10% 程度の歪み量に対し超弾性特性を示し、大きな湾曲角度を得ることができる。

本稿では、第 2 章で能動湾曲機構の基本構想について述べる。第 3 章において湾曲時の振動状態を有限要素法により解析する。第 4 章では能動湾曲機構の設計と試作を行う。第 5 章では試作した能動湾曲超音波駆動メスの振動状態を計測し、鶏肉を用いた評価実験を行う。第 6 章では、実用化に向けた課題について考察する。最後に、第 7 章において結論を述べる。

2. 超弾性合金を用いた能動湾曲機構

これまでに、筆者らはスライドパイプ式湾曲機構による能動湾曲機構 [7] を提案したが、スライドパイプと振動状態の SEA プローブが接触しスライドパイプの一部が削れる、湾曲のないメス先端形状を実現できない、スライドパイプの並進運動に時間が掛かるという問題があった。そこで、直線形状の SEA プローブにリンク機構によりモーメントを加えて能動湾曲させる方法 [8] を提案する (Fig. 3)。

リンクを手元側に能動的に並進運動させることにより、テフロンチューブを介して SEA プローブにモーメントを作用させ、SEA プローブの湾曲化を実現する。これにより SEA プローブとリンク機構の接触を避け、機構の一部が削れるという問題を解決する。

また、この能動湾曲機構は次のような特徴を有する。(1) SEA プローブの先端付近を支点としてモーメントを加えることにより、プローブ先端の位置変位が小さく、プローブの方向のみを

Fig. 3 Schematic drawing of the bending mechanism

変化させることができる。(2) 直線形状の SEA プローブを湾曲させることから、直線形状の状態を実現できる。(3) リンクのわずかな変位で大きな湾曲角が得られるため、応答が早い。(4) 剛性が高く SEA プローブの細径化が可能である。これらの特徴は、超音波駆動メスを操作性のよいものにするうえで重要である。

3. 振動状態の理論解析

プローブの湾曲に伴う振動状態の変化は、超音波駆動メスの性能に影響を与えるためその解析は重要である。湾曲とともにプローブの固有周波数が大きく変化すれば共振状態を維持することが困難となる。また、縦振動の振幅が湾曲により大幅に減少すると超音波駆動メスの性能に影響がでる。湾曲により横振動の振幅が増大すると切開部位の幅が広がり、意図しない部位を傷つける可能性がある。そこで、有限要素法を用いて湾曲時の振動状態の解析を行う。解析には有限要素法ソフト ANSYS [9] を用いる。

3.1 解析方法

解析に用いたモデルを Fig. 4 に示す。モデルはホーンとプローブにより構成され、さらにプローブはステンレス部と SEA 部から成り立っている。ホーンにはステンレスを用いる。SEA としては、Ti-Ni 合金を用いる。ホーンとプローブは中実円筒とする。ホーンとプローブの長軸方向を Z 軸とし、それに垂直で湾曲面内にある方向を X 軸とする。また、SEA プローブ湾曲時の支点となる位置に原点を取り、プローブの長軸方向を Z' 軸とする。この Z' 軸に垂直で湾曲面内にある方向を X' 軸とする。X 軸と X' 軸のなす角を湾曲角とする。

各部の寸法は、次のようである。ホーンは直径 $\phi 7$ [mm]、長さ 52.2 [mm] である。ステンレスプローブは直径 $\phi 3$ [mm]、長さ 310 [mm] である。SEA プローブは直径 $\phi 1.2$ [mm]、長さ 130 [mm] である。三次元 2 節点の梁要素を用い、ホーンとプローブを要素数 4,922 個、0.1 [mm] ピッチで要素分割した。各梁要素が、Fig. 4 の形状に直列に並んだ有限要素法モデルを用いた。

材料特性は、次の値を用いる。ステンレスと SEA の密度はそれぞれ 7.93×10^3 [kg/m³] と 3.13×10^3 [kg/m³] とする。ステンレスのヤング率は 1.9×10^{11} [N/m²] を用いる。SEA のヤ

Fig. 4 Probe model for FEM analysis

Fig. 5 Stress-Strain curve of SEA

ング率は歪により変化することから、引張り試験により応力-歪関係を測定し、その結果を二次曲線で近似して、この近似曲線からヤング率を算出する。SEAの応力-歪関係にはヒステリシスが存在するが本解析では、負荷側の関係を用いてヤング率を算出した。引張り試験の結果と近似曲線を Fig. 5 に示す。歪の増加とともに近似曲線の傾きが減少し、ヤング率が低下することが分かる。ステンレスとSEAの減衰係数は0.001とした。なお、SEAのヒステリシス特性により振動減衰性が生じることが知られており [10]、正確なSEAのモデル化のためにはこのような履歴減衰の効果を考慮する必要があるものと考えられる。

まず、ホーンとステンレスプローブの振動節点のX軸方向の変位を拘束した。次に、SEAプローブの振動節点の一つにY'軸回りのモーメントを与え、X'軸方向変位を拘束したままで、緩和計算を行い湾曲状態を生成した。ここで、SEAプローブはテフロンチューブからの拘束を受けるが、テフロンチューブの曲げ剛性はSEAプローブのそれに比べて小さいことから、SEAプローブはFig. 3のpartBの振動節点でX'軸方向の拘束のみを受けるものとした。各湾曲状態の固有周波数に等しい周波数で、ホーンの左端にZ軸方向に1[N]の正弦波振動を与え、プローブ先端のZ'軸方向の縦振動と、X'軸方向の横振動を計算した。

3.2 解析結果

固有周波数の解析結果を Fig. 6 に示す。湾曲角度 0 [deg] (湾曲していない状態) の固有周波数で規格化して表示している。縦振動と横振動の振幅の計算結果をそれぞれ Fig. 7, 8 に示す。

Fig. 6 FEM analysis of natural frequency (bended by moment and displacement constraint)

Fig. 7 FEM analysis of the longitudinal amplitude (bended by moment and displacement constraint)

Fig. 8 FEM analysis of the transverse amplitude (bended by moment and displacement constraint)

どちらの結果も、湾曲角度 0 [deg] の縦振動の振幅で規格化して示している。

解析の結果から、固有周波数は湾曲角度とともにわずかに減少することが分かる。湾曲角度 50 [deg] において 0.2% の減少となった。一般の弾性体では、湾曲させることにより固有周波数は増加するものと考えられるが、SEA のように変形に伴いヤング率が低下する材料では、湾曲による固有周波数の増加と、ヤング率の低下による固有周波数の減少が同時に進行し、それらの重ね合わせで材料の固有周波数が決定されるものと考えられる。ここでは、ヤング率の低下が強く影響を与え、湾曲に伴い固有周波数が減少したものと考えられる。縦振動の振幅は、湾曲とともに減少し、50 [deg] において約 37% の減少となった。横

振動の振幅については湾曲とともに増加し、50 [deg] において約 23% の増加となった。

以上より、SEA プロブの湾曲に伴い、固有周波数はわずかな減少となり、縦振動の振幅は減少し、横振動の振幅は増加する傾向にあることが分かる。固有周波数の変動幅が微小であることから、湾曲時でも振動を持続させることが可能であると考えられる。

4. 能動湾曲機構の設計と試作

能動湾曲機構の基本仕様を次のように定める。患者に対する侵襲度を考慮して能動湾曲機構の直径を $\phi 10$ [mm] 程度で構成する。湾曲角度は 50 [deg] 程度とする。

能動湾曲機構の概略図は Fig. 3 に示されており、part A と part B の断面形状が Fig. 9 に示されている。リンク 0 は左右に並進運動させることができる。リンク 1 は A 部においてネジで固定されている。A 部はプロブカバーに固定されている。B 部は自由に回転するピンでリンク 1 に固定されている。SEA プロブをフレキシブルなテフロンチューブの中に配置し、リンク機構を用いて湾曲させる。この際、SEA プロブがテフロンチューブと接触しないように振動の節となる部分にシリコンゴムを SEA プロブに取り付ける (Fig. 10)。テフロンチューブは外径 $\phi 4$ [mm]、内径 $\phi 2.5$ [mm] である。B 部でテフロンチューブは軸方向に滑ることができる。

ステンレスプロブの外側にプロブカバーを配置する。パイプカバーの外径 $\phi 5$ [mm]、内径 $\phi 4$ [mm] である。トランスデューサがホーンに接続され、その先にプロブがある。ステンレス製のコンカルホーンを用いて振幅増幅率が約 2 倍になるように設計した。プロブは固有周波数が 47,000 [Hz] 程度になるように設計した。

リンク 0 を並進運動させる機構を Fig. 11 に示す。駆動機構部はモータの回転をスクリー方式で並進運動に変換する。内側のスクリー部分にリンク 0 を連動させる。モータの回転は

Fig. 9 Cross sections of parts A and B

Fig. 10 Silicon rubber and Teflon tube

減速比 1 : 1.5 のギヤで減速される。スクリー部分のピッチは 2 [mm] である。

試作した能動湾曲機構を Fig. 12 に示す。モータには escap 製 DC モータ (17N78, 3.2 W) を使用している。体内挿入部の長さ 440 [mm]、直径が $\phi 10$ [mm] 程度となった。SEA プロブの長さ 130 [mm]、直径 $\phi 1.2$ [mm] となった。SEA プロブには、55.5%Ni の組成で、変態点が $A_f = 8^\circ\text{C}$ の Ti-Ni 合金を使用した。プロブの先端から 12.5 [mm] のところに湾曲のための回転軸がある。最大の湾曲角度は 60 [deg] となった。Fig. 13 (a), (b) にそれぞれ湾曲角度 0 [deg] と 60 [deg] の状態を示す。

振動制御装置によりトランスデューサは制御され、超音波振動を発生する。超音波駆動メス振動制御装置とトランスデューサはオリンパス製の SonoSurge を使用する。周波数 47,000 [Hz] 近傍で超音波振動を発生させることができる。

ステンレスプロブと SEA プロブの接続は、振動伝達特性に影響を与えることから重要である。スクリーによる方法、圧着による方法、銀ろうによる方法などが考えられるが、本研究では圧着による方法を用いた。圧着用治具を作製し、万力で両側から力を加えることにより、均一な応力で圧着を行う方法を取った。

Fig. 11 Drive mechanism

Fig. 12 Overview of prototype bending mechanism with linkage

(a) 0 [deg]

(b) 60 [deg]

Fig. 13 Overviews of bending Condition

Fig. 14 An example of impedance measurement

Fig. 15 Experimental result of the natural frequency (prototype)

Fig. 16 Experimental result of the longitudinal amplitude (prototype)

5. 能動湾曲超音波駆動メスの評価

試作した能動湾曲超音波駆動メスの振動特性について評価を行う。SEA プローブ湾曲時の固有周波数と振幅（縦振動・横振動）を計測する。固有周波数の計測にはインピーダンスアナライザ（HIOKI 製 3522 LCR HiTESTER）を用いる。インピーダンスが最も小さくなる周波数を固有振動数の近似値とし、47,000 [Hz] 付近での固有振動数を調べた。一例を Fig. 14 に示す。振幅の計測には、レーザ変位計（GRAPHTEC 製 LASER VIBROMETER AT3500）を用いる。

固有周波数と縦振動、横振動の振幅の計測結果をそれぞれ Fig. 15～17 に示す。これらの結果は、それぞれ 10 回計測し、その平均と標準偏差を表示したものである。

Fig. 17 Experimental result of the transverse amplitude (prototype)

Fig. 18 Results of evaluation experiment

直線形状での固有周波数は 47,605 [Hz]、縦振動の振幅は約 18 [μ m] となった。固有周波数は、50 [deg] において約 0.05% の変化となった。理論解析と同じく減少傾向にあるが、その割合はさらに小さくなっている。縦振動の振幅は、湾曲角度とともに減少し 50 [deg] において約 43% の減少となっている。理論解析では、湾曲角度 50 [deg] において約 37% となっている。横振動の振幅は、湾曲角度とともに増加し、50 [deg] においては、0 [deg] における縦振動の振幅の約 16% 増加している。理論解析では、湾曲角度 50 [deg] において約 23% の増加となっている。理論解析と計測結果では、その振動特性においてはほぼ同じ傾向が得られたが、定量的にはわずかな相違が生まれた。縦振動の減少幅が計測で大きくなり、横振動の増加幅が減少するという結果になった。これは、理論解析のモデルと試作した振動子の拘束条件が異なることに起因するものと考えられる。

試作した能動湾曲超音波駆動メスを用いて湾曲時の切開能を評価した。鶏肉にプローブ先端を押し付けた。Fig. 18 (a), (b) にそれぞれ湾曲角度 0 [deg] と 50 [deg] で押し付けた際の鶏肉の状態を示す。プローブを押し付けると、0 [deg]、50 [deg] ともに穿孔することができた。また、押し付けた周囲が白く変色していることが分かる。このことから、湾曲時でも止血能を有することが示唆される。

6. 考察

本研究により能動湾曲超音波駆動メスの基盤技術が確立されたといえるが、今後実用化を目指す上で以下に示す課題が存在する。

試作した能動湾曲超音波駆動メスでは、加工が容易で安価なステンレス製のプローブをSEA湾曲プローブの前段振動伝達体として使用したが、このステンレスプローブの振動の節の部分で発熱が生じた。これはステンレスの内部減衰によるものと考えられ、ステンレスに比べ減衰率が1桁ほど小さなチタン合金を用いることにより解決できるものと考えられる。チタン合金は一般の超音波駆動メスに広く使用されており、新たな技術課題は発生しないものと考えられる。

今回の試作では、SEAを用いた能動湾曲化の可能性を検討する観点から、ホーンの増幅率を2倍として、湾曲による振動状態の変化を解明することを課題とした。そのため、メス先端での縦振動の振幅の大きさは一般の超音波駆動メスの1/5程度となった。これはホーンの増幅率を一般に使用されているものと同じ程度に高めることによって改善できるものと考えられる。

以上2点の問題点に留意することでより実用的な能動湾曲超音波駆動メスが実現できるものと思われる。

7. 結 論

SEAを用いることを基本方針として、超音波駆動メスの能動湾曲化をテーマに研究を行った。SEAを用いた能動湾曲機構の提案を行い、湾曲時の振動状態の理論解析と試作により、その有用性を示した。本研究により得られた知見は次のようである。

まず、プローブの湾曲時の有限要素法を用いた振動解析を行い、湾曲時でも固有振動が大きく変化しないことを示した。次に、能動湾曲機構の設計と試作を行い、SEAプローブの湾曲化が可能であることを示し、湾曲角 50 [deg] を実現した。体内挿入部の長さ 440 [mm]、直径が $\phi 10$ [mm] 程度となった。SEAプローブの長さ 130 [mm]、直径 $\phi 1.2$ [mm] となった。さらに、この能動湾曲超音波駆動メスを用い、固有周波数と、縦振動、横振動の振幅を計測した。その結果、有限要素法による解析結果とはほぼ同じ結果が得られた。湾曲に伴い固有周波数の変化はわずかな減少になるが、振動制御にはほとんど影響なかった。湾曲角度 50 [deg] で、縦振動の振幅の減少は 37%、横振動の振幅の増加は 23%であった。さらに、評価実験行いSEAプローブ湾曲時に穿孔することが可能であり、周囲の変色から止血能を

有することが示唆された。

以上より、SEAを用いた能動湾曲超音波駆動メスの実現可能性を示すとともに、その基盤技術を確立したといえる。

謝 辞 本研究は、科学研究費補助金基盤研究 (B) (1)、課題番号 12555702 の交付を受けて実施したものである。

本研究を行うに当たり (株) トーキンおよびオリンパスメディカルシステムズ (株) の皆様に、多大な御指導、助言をいただきましたことに心から感謝いたします。

参 考 文 献

- [1] D. Steven and M.D. McCarus: "Physiologic Mechanism of the Ultrasonically, The Journal of the American Association of Gynecologic laparoscopy," vol.3, no.4, pp.601-608, 1996.
- [2] 鈴木一也, 伊藤靖, 松下晃三, 高橋毅, Bashar Abul, 数井暉久: "呼吸器外科における超音波凝固切開装置の基礎と臨床応用", JSES, vol.4, no.5, pp.436-443, 1999.
- [3] 中村仁彦, 岡田昌史, 渡部耕一: "リンク駆動型高剛性多自由度能動鉗子の開発", ロボティクス・メカトロニクス講演会'01 講演論文集, 2P1-D10(1)-(2), 2001.
- [4] 大浦剛, 中村亮一, 小林英津子, 正宗賢, 佐久間一郎, 土肥健純, 辻隆之, 矢作直樹, 橋本大定, 島田光生, 橋爪誠: "腹腔鏡下手術支援屈曲長鉗子マニピュレータの開発—細径化およびインターフェースの試作・評価—", ロボティクス・メカトロニクス講演会'01 講演論文集, 2A1-D8(1)-(2), 2001.
- [5] 橋本稔, 戸田勉, 田畑毅, 中村仁彦: "形状記憶合金を用いた腹腔鏡下外科手術のための能動鉗子機構", 日本ロボット学会誌, vol.17, no.4, pp.513-519, 1999.
- [6] 宮崎修一, 佐久間俊雄, 渋谷壽一: 形状記憶合金の特性と応用展開, シーエムシー, pp.1-21, 2001.
- [7] R. Wakako and M. Hashimoto: "Development of Ultrasonically Activated Bending Scalpel for Endoscopic Surgery," Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ Int. Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.1415-1420, 2002.
- [8] M. Hashimoto, K. Bandoh and R. Wakako: "Development of Ultrasonically Activated Bending Scalpel using a Link Mechanism," Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ Int. Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.3364-3359, 2005.
- [9] CAD CAE 研究会編: ANSYS 工学解析入門, 理工学社, 2001.
- [10] 日野順市, 稲井新, 高木均, 芳村敏夫: "形状記憶合金を用いた動吸振器に関する研究 (履歴減衰のモデル化について)", 日本機械学会論文集 (C 編), vol.71, no.710, pp.2863-2869, 2005.

橋本 稔 (Minoru Hashimoto)

1953 年 1 月 31 日生。1982 年東京大学大学院工学系研究科博士課程退学。同年電気通信大学短期大学部助手, 1987 年電気通信大学電気通信学部助手, 1988 年鹿児島大学工学部助教授, 1999 年信州大学繊維学部教授, 現在に至る。1985 年米国ペンシルベニア大学客員研究員, 工学博士。日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本感性工学会, IEEE などの会員。

(日本ロボット学会正会員)

坂東和哉 (Kazuya Bandou)

1980 年 8 月 13 日生。2003 年信州大学繊維学部感性工学科卒業, 2005 年同大学大学院工学系研究科博士前期課程感性工学専攻修了, 同年東芝情報システム (株) 入社, 現在に至る。

若子倫菜 (Rina Wakako)

1977 年 11 月 23 日生。2000 年信州大学繊維学部感性工学科卒業, 2002 年同大学大学院工学系研究科博士前期課程感性工学専攻修了, 2005 年同大学大学院工学系研究科博士後期課程生物機能工学専攻修了, 博士 (工学)。現在, 奈良県工業技術センター勤務。日本繊維機械学会, 繊維学会, 日本感性工学会会員。