眼底網膜手術用ファイバ스코ープ付き マイクロ能動鉗子の開発

生 田 幸 士* 加 藤 大 香 士*

Development of Micro Active Forceps with Built-in Fiberscope for Retinal Surgery

Koji Ikuta* and Takashi Kato*

A new concept of eye microsurgical system is proposed. The final goal of our research project is not only improving surgical instruments but also establishing a total surgical system applicable to today's most difficult microsurgery at the bottom of an eyeball. The new prototype of micro forceps, which has a joint to enlarge the surgical area and also has a built-in thin optical fiberscope to increase the dexterity of retinal microsurgery, was designed as the first step of a long range research plan. Since this micro active forceps is equipped with thin optical fiber inside the stem to obtain a lateral view of the retina, drastic improvement of fine operations can be achieved. And the design of active joint and end-effector were optimized theoretically.

Key Words: Micro Active Forceps, Microsurgery, Retinal Surgery, Micro Gripper, Fiberscope, Lateral Monitoring

1. は じ め に

マイクロサージェリは現在、最も先進的な治療法であると同時に最も難しい手術手法である。種々のマイクロ医療分野では、特殊な手術手技に対応したツールが開発されてきた。社会の高齢化に伴い、最近ではツールのみならず、さらに高度かつ安全な治療を可能とするマイクロサージェリ技術に対する需要が高まっている。

中でも眼科マイクロサージェリにおいては、手術の繊細さ、難度の高さ、さらに手術器械に対する要求仕様の点で、他分野のマイクロサージェリが抱える問題をほとんど合わせ持っていると言っても過言ではない。それゆえ、新しい網膜マイクロサージェリの高度手術システムが確立されれば、その技術は脳外科や耳鼻科など、他の微細手術分野に展開できる可能性を秘めていることになる。

筆者らは、次世代のマイクロ手術システムの第一段階として、眼底網膜手術用の新方式マイクロ能動鉗子と、新しい視覚入力システムを統合したトータルマイクロサージェリシステムを開発してきた。ただし、先端技術に傾倒しすぎ、エンドユーザである医師の医療手技との整合性を軽視することのないよう注意を払った[1]~[3]。

2. 従来の網膜マイクロサージェリの問題点

本章では、現在行われている網膜マイクロサージェリの手法を紹介し、使用されている手術ツール、特にマイクロ鉗子の特性限界に起因した手術の難点と問題点を述べる。

2.1 現在の網膜マイクロサージェリ

Fig.1のように、手術ツールを用いた網膜手術としては、網膜上にできた増殖膜（視力低下を引き起こす）を剥離、切除する微細作業が主である。その際、毛細血管からの出血をレーザーを用いて凝固するプロセスも併用される[4]。

Fig. 1 Conventional eye microsurgery on the retina

原稿受付 1998年11月26日

*名古屋大学

*Nagoya University

長年の訓練によって高度な手術手技を身につけた眼科医が、双眼実体顕微鏡（立体視可能）の下で両腕作業を行う。片手に鉗子、剪刀などのエンドエフェクタがついたマイクロ鉗子を持ち、他方の手に持ったライトガイドで網膜患部を照らしながら増殖組織の剥離を行う。助手は基本的に一人付くが、角膜の乾燥を防ぐため水をかけたり切開創の止血をするなどの作業が主で、眼球内部における作業はすべて術者一人で行う。

2.2 問題点

従来のマイクロ手術器械を用いた治療法では、以下の問題が原因で手術の難度化および手術時間の長時間化を招いていた。その結果、術者に過大な心的、体力的負担がかかり、患者に対しても大きなリスクを負わせている。

1) 患部に対するアプローチ方法の制限

前述した従来のマイクロ鉗子は、眼球内に挿入する部分がFig.2に示すような直線状の金属パイプ製であり、眼球表面に穿った穴をピポットとした動作に制限される。そのため、網膜患部に対するアプローチ方法が乏しくなる。

またFig.3に示すように、眼球の側壁や上半球部分の観察しづらい部位を迅速に処置することが困難である。術者はマイクロ鉗子とライトガイドを眼球から抜き、左右持ち替えてふたたび挿入するというような煩雑な作業を強いられる。その結果、手術時間の長期化からくる術者の疲労、集中力の低下と同時に、穿刺孔付近の組織の傷みも進行してしまう。

2) 視覚情報の制限

もう一つの重大な問題点は、網膜を眼球の上方から実体顕微鏡を通して見るという観察手法に起因している。眼球は光学系なので、外部より角膜を通して眼底網膜を見ることができる。しかし、

Fig. 2 Example of forceps-type conventional micro instrument for retinal microsurgery [5]

Fig. 3 Limitation of operational area with conventional forceps

鉗子軸と視軸のなす角度が非常に小さくなってしまったため、双眼の実体顕微鏡下にもかかわらず奥行き方向の距離感、さらにはマイクロ鉗子と網膜との微妙な位置関係を把握するのは困難である。

網膜は非常にデリケートな組織であり、直接触れることにより容易に傷付いてしまう。そのため網膜との接触は極力避けねばならないが、病的な組織の大半は網膜上で増殖するため、術者は網膜に近接した作業を強いられる。また術者はライトガイドの照明で網膜上に生じる影を利用して鉗子と網膜の距離を推し測るなど、勘と経験に頼らざるを得ない部分が多い。以上より、手術を遂行するには高度な熟練を要することが理解できる。

3. アプローチコンセプト（開発理念）

具体的な研究内容に入る前に、本研究のアプローチ概念とシステムの開発理念を述べておく。

筆者らの最終目標は、単にマイクロ手術ツールの開発にとどまらず、今日の最も難しいマイクロサージェリに対応した新方式のマイクロサージェリシステムを構築することにある。この種の研究において工学研究者が細心の注意を払わなくてはならないのは、新しい技術とユーザである医師の間で調和のとれたインタフェースをいかに構築するかということにある。

不幸なことに、今日まで医用工学の分野では間違った見解に基づいた研究開発が多くなされてきた。たとえ工学的に優れた技術を注ぎ込んだ機器であるとしても、医師がそれを優れた手術システムであると認めるとは限らない。つまり斬新なロボティクスや制御システムにこだわって医療現場（ユーザとのインタフェースや対象が人間であること）を軽視すれば、医師に受け入れられる医用システムは構築し得ない。シーズ指向であることを言い訳として、現場を軽視して工学理論を外科手術（実学）に押し付けるような研究開発姿勢では、本末転倒である。

斬新な医療システムの実現の障害となる医療側の要因として、医師の保守性が挙げられる。臨床医師のほとんどは、長年トレーニングを積み体得した手術手技を信じており、自身のやり方にこだわる傾向がある（これは医師に限らず、人間だれしもが持っている本質的特性でもある）。いくら改良された手術の可能性を示しても、従来手技との連続性を無視しては新技術に目を向けさせるのは極めて難しい。

以上のような理論と実学の統合の難しさを解決するには、工学者と医学者が互いの立場と現状をよく理解して歩み寄ることが大切である。筆者ら（医用工学サイド）は、従来の手術手技やスタイルとの連続性に重きを置きつつ、手術ツールやユーザインタフェースの大幅な高機能化をめざす方向で開発を進めてきた。

具体的には、従来のマイクロ鉗子をモチーフにし、マイクロ技術を盛り込み高機能化したマイクロツールの開発試作を行い、新しい画像システムと統合したトータルシステム（Fig. 5）にまで発展させた。

4. 新しい眼底網膜サージェリシステムの提案

本章では、筆者らが試作した高機能鉗子であるマイクロ能動鉗子の機構、操作方法と最適設計について述べる。

ここで、本稿での「能動」の表現は、ロボット工学で一般的な、アクチュエータによるジョイント駆動という意味ではない。操作

者が鉗子シャフトにつけた関節の屈曲角度を能動的に制御できることを意味しており、網膜患部に対し、積極的なアプローチと観察を行うことを意図した表現である。

前述の、従来の網膜手術手法との連続性を重視し、まず核となるマイクロ能動鉗子から開発を行った。

4.1 ファイバ스코ープ付きマイクロ能動鉗子

マイクロ能動鉗子 (Micro Active Forceps: 以降 MAF と略す) の要求仕様を以下にまとめる。

- 1) ロック機構のついた能動屈曲ジョイント……患部に対するグリッパのフレキシブルなアプローチと、眼球上半球部分の観察、到達
- 2) マイクログリッパ……屈曲ジョイントを経由するグリッパ開閉機構メカニズムへの挑戦
- 3) 内蔵型ライトガイド付きファイバ스코ープ……グリッパ先端と網膜との位置関係を側方向から観察することによる、奥行き距離感覚の明確な視覚化
- 4) 全機能を片手で操作可能……良好な操作性と、医師の手技上

Fig. 4 Two-hand operation with proposed micro active forceps

Fig. 5 Proposed total system of retinal surgery with superimposed lateral image

の負担を最小限に抑えるレイアウトデザイン

- 5) MAFを二本用いた双腕作業……双方の先端を互いに監視しつつ操作できる、従来手技を拡張した新インタフェース

Fig.4にMAFを用いた双腕手術の手法を示す。能動関節の屈曲角度を適度に調節することにより、側方から網膜および鉗子先端をモニタリングでき、眼球の奥行き方向の距離感を容易に把握できる。片方のMAFに内蔵した同軸照明付きファイバ스코ープで他方のMAFの先端位置を照明、監視する。術者は眼球内に直線状態のMAFを挿入した後、能動関節の屈曲角度を調節してロックし、その後は先端のグリッパ操作に専念すればよい。

4.2 トータルシステムの構築

Fig.5に、MAFを核とした眼底網膜マイクロサージェリシステムの全体像を示す。術者は双腕でMAFを操作し、実体顕微鏡とファイバ스코ープを用いて、それぞれ異なる方向から同時に術野を観察する。ファイバ스코ープ (MAFに内蔵) による側方からの網膜映像は、術者が覗いている顕微鏡映像 (網膜上方から) に挿入される。訓練により術者は、MAF先端と網膜との相対的な位置関係を3次的に把握することができるようになる。

5. マイクロ能動鉗子 (MAF) の試作

5.1 機構検証モデル MAF-I

はじめに機構検証を目的としたモデルとして、Fig.6, 7に示すMAF-Iを試作した。眼球に挿入するシャフト部分は外径3[mm]で、現行のマイクロ鉗子の3倍となっている。網膜の斜方向からの映像を得るため、マイクロファイバ스코ープ (外径0.4[mm]、解像度2000[pixel]) を軸から30[deg]をなす角度で先端関節に取り付けてある。指の力を各機構へ伝達する要素として、0.2[mm]径のナイロンワイヤを用いている。

Fig. 6 First prototype of micro active forceps (MAF-I)

Fig. 7 A close-up view of the end-neck with a guide tube of a micro fiberscope equipped obliquely (MAF-I)

MAF-Iの操作方法を説明する。まず親指でボタンを押して能動関節のロックを解除しておく。次に中指を通したリングを軸方向に前後させ、先端関節の屈曲角度を決定する (Fig.8)。そして、親指で押し込んでいたボタンをリリースしてワイヤをロックした後 (関節もロック)、人さし指でグリップ動作を制御する。

操作結果をまとめると、MAF-Iでは、前述の要求仕様で列挙した機構を集約することができた。しかし、操作性の面でスイッチ類の押し圧が高く、また操作スイッチのレイアウトが軸対称でないため鉗子先端に不必要なモーメントがかかり、手ぶれ発生の問題が生じた。

5.2 臨床使用モデル MAF-II

MAF-Iの問題点を解決するため、機構レイアウトを軸対称型に変え、より小さな力で各機構を操作できるように改良したMAF-IIを製作した。Fig.9に操作状況を示す。またFig.10にMAF-II内部の機構と動作原理を示す。能動関節は、Fig.10 (a)に示すように、親指と人さし指の腹でボタンを押し込むことにより屈曲する。ボタンを押し込むと移動体が鉗子後方にスライドし、ワイヤを挟み込んでいる爪が開きながらワイヤを押し出す仕組みになっている。ボタンを押し込むごとに約15 [deg]ずつ屈曲角が変化していく。ワイヤはループ状になっており、鉗子先端に外力が加わらなければワイヤ張力は一定に保たれている。

次に、グリップはFig.10 (b)に示すように、ピンセットの要領で操作できるようになっている。グリップを開いた状態に保つにはコイルばねを自然長よりも縮めておく必要があるため、操作部にバイアスバネを付けてある。

さらに、能動関節およびマイクログリップは、親指と人さし指により、それぞれ独立に駆動できるだけでなく、軸対称的に配置してあるため常にバランスがとれ、鉗子に不要なモーメントは作用しない。操作時の手ぶれも軽減できた。

Fig. 8 Bending motion with thin nylon string (MAF-I)

Fig. 9 Improved prototype of micro active forceps (MAF-II)

シャフト外径は1.4 [mm]とし、実用のマイクロツールとほぼ同等となっている。なお、さらなる細径化は、能動関節やグリップに用いる部品の微細加工が必要となってくるため、第6章で述べるように本研究室で開発されたマイクロ光造形法を応用するなど、新しい製作手法を探究した [6]。

5.3 エンド・ネックの最適設計

ここで、マイクロ能動鉗子に要求される機構条件を検討する。網膜への効果的なアプローチを考えたとき、最も最適設計が必要な部位は関節から先のエンド・ネックである。重要な要素は二つある。一つは能動関節の屈曲角度、もう一つはエンド・ネックの長さである。そこで、この二つのパラメータの最適化について以下で考察した。

5.3.1 屈曲角度範囲の決定

能動関節の最大屈曲角度は内蔵されたファイバースコープの許容曲げ半径にはほぼ依存している。ファイバースコープの外径が0.2 [mm]のとき、許容曲げ半径は5 [mm]である [7]。

現行のマイクロツールのシャフト外径1 [mm]を目標としたとき、シャフトパイプの肉厚が0.2 [mm]から、シャフト内径は0.6 [mm]となる。Fig.11に示すように、屈曲角度 θ は片側に $0 [\text{deg}] \leq \theta \leq 45 [\text{deg}]$ の範囲で曲げることができる。よってシャフト軸を中心とした90 [deg]の幅でエンド・ネックを屈曲させることが理論上可能である。この場合、ファイバースコープによる網膜の側方向モニタリングが実現できると考える。

5.3.2 エンド・ネックの長さ

次に、エンド・ネックの最適長さ L について考察する。現在、手作りで製作できるエンド・ネックの最短長さは、 $L \approx 5 [\text{mm}]$ である。また、 $L = 10 [\text{mm}]$ を超えると、従来の棒状鉗子と比べて能動関節のメリットが薄れてくる。そこで、 $L = 5 [\text{mm}]$ 、 $10 [\text{mm}]$ の場合を比較することにより、どちらがより網膜患部に対し効果的な姿勢を取ることができるかシミュレーションを行った。Fig.12はその結果を示している。眼球上半球部分への到達度については、両者に差はない。今回比較したいのは、能動関節を前節で求めた最大屈曲角度の45 [deg]曲げた状態で、あらゆる方向からグリップを網膜に近付けることのできる範囲である。つまり、患部に対してどちらがより多方向からのアプローチを実現可能かを知る必要がある。

平面上での比較ではあるが、明らかに $L = 5 [\text{mm}]$ の方が網膜のより広い範囲をカバーしていることが見て取れる。これは3次元空間で考えるまでもなく、エンド・ネックの長さが短いほど、能動関節の効果が十分に発揮されることを示している。

5.4 視覚入力・提示システム

本節ではファイバースコープの導入による視覚入力・提示システムを提案する。実体顕微鏡とファイバースコープからの視覚情報信号の合成伝達システムをFig.13に示す。

現在、術者に眼内映像を提示する映像デバイスは、実体顕微鏡と、手術室内に設置されたディスプレイモニターである。従来の網膜マイクロサージェリでは、術者は唯一の視覚情報である顕微鏡映像に頼らざるを得なかった。しかし、ファイバースコープの臨床における使用頻度が高まるにつれ、顕微鏡を覗き込まなくてもディスプレイモニターに映るファイバースコープからの映像のみで対処できる症例も出てくると考えられる。そのため、本研究では実

(a) Internal mechanism of wire drive (MAF-II)

(b) Gripper mechanism

Fig. 10 Internal mechanism of gripper (MAF-II)

Fig. 11 The bending angle range of the active joint (MAF-II)

Fig. 12 Operable area of the retina under conditions of two different length of the end-neck, 5 [mm] and 10 [mm]

体顕微鏡とディスプレイモニタそれぞれに対し、適切な種類の映像出力が可能な画像提示システムを考えていく。

以下、Fig.13に基づき詳細を説明する。

1) 視覚情報の入力

実体顕微鏡からは、眼底網膜の上方からの実体（立体）映像が得られる。また、マイクロ能動鉗子に内蔵したファイバースコープからは、網膜を側方向から見た映像が得られる。

2) Picture in picture (PIP) 画像の生成

双方の映像を Real-time Image Mixer に出力して加工し、リアルタイムの PIP 画像を生成する。この映像は、実体顕微鏡およびディスプレイモニタにそれぞれ出力され、術者のコントロールにより 2 種類の画像の相対的な大きさ、前後関係を任意に調節、変更することができる。

3) ディスプレイ表示の切り替え機能

ディスプレイモニタに入力する映像は、ファイバースコープと実体顕微鏡からの単独映像、および Real-time Image Mixer で生成された PIP 画像である。これら 3 種の映像をモニタ側で任意に切り替えることが可能である。画面切り替えは、フットスイッチで術者自らが行うか、術者の指示により助手や看護婦が行う。

Fig. 13 Total display system

Fig. 14 Maneuverability test using a pig's eyeball

6. 動物実験

3次元CADを用いて機構設計し、光造形装置で作製したエポキシ樹脂製の微小パーツを組み合わせたMAF-IIと、先端効果器は付いていないが、能動関節とファイバースコープを付けたツールを使用し、Fig.14に示すように新鮮な豚眼を用いた機能検証実験を行った。ファイバースコープは5.1節で説明したものと同等で、視野角は60 [deg]、観察深度は1～20 [mm]である。この定性的な動物実験の目的としては、以下の2項目が挙げられる。

- 1) プロトタイプの操作性の確認
- 2) ファイバースコープによる網膜の側方視の有効性検証

6.1 実験方法とその結果

MAF-IIの関節をまっすぐにのばした状態で豚眼内に挿入し、その後、5.2節で述べた操作方法に従い関節を屈曲させ、網膜上に到達した。マイクログリッパを開閉し、網膜上のやわらかな毛細血管をつついたり、つまんだりする作業を、ファイバースコープと実体顕微鏡による観察下で行った。

Fig.15に示すように、内蔵ファイバースコープからのグリッパ先端と網膜の側方向映像を見ながらMAF-IIを操作した。関節の屈曲に合わせてファイバースコープも曲がるため、細かい視野の調整が可能であった。その結果、グリッパ先端と網膜表面との距離感を容易に把握できた。また、両手で持ったツールの全体的な位置関係を、上方からの顕微鏡映像で確認することができた。

実験では、Fig.16のように顕微鏡画像とファイバースコープ画像を同一モニタ上に配置したものを見ながら作業を行った。この画像表示システムは見たい画像を前面に持ってきたり、それぞれの画像表示の大きさを任意に調節できるようになっている。

6.2 考察

6.2.1 プロトタイプの操作性について

豚眼を用いた模擬手術環境において、MAF-IIを片手で操作でき、双腕での協調作業が可能であることを確認した。関節のロック機構はグリッパ開閉時の操作安定性に大きく寄与していた。また、軸対称の機構レイアウトにより操作時に指先力が釣り合うため、大幅に手振れを低減できた。これらから、MAFの設計コンセプトの妥当性を示すことができたと考えられる。ただし各機構を操作するスイッチ類がまだ若干固く、指に力が入るためMAF先端に不

Fig. 15 Lateral image via optical fiber scope built in MAF

Fig. 16 The microscopic top view image with the superimposed fiberoptic lateral view image

必要な力がかかってしまうことが分かった。今後実用化に向け、操作をより安定にできるように改良していく予定である。

6.2.2 ファイバースコープによる網膜の側方視について

従来の実体顕微鏡のみの場合、照明によって網膜上にできるツールの影を目安に、把握しづらい奥行き方向の距離を推測しなくてはならなかった。今回、ファイバースコープと能動関節の組み合わせによる側方向からの観察を行った結果、奥行き方向の距離を容易に目測できることを定性的ではあるが検証できた。

システム全体の有用性については、まずMAFの最適化を目指した改良設計を行い、臨床試験に耐え得る完成度にまで高めていくことが急務であると考えられる。そして、今後の試作と並行してさらなる動物実験を行い、複数の専門医も交えて定量的な評価を行っていく必要がある。またMAF自身と、MAF同士の協調作業環境における安全性評価も重要となる。これらは今後の課題としたい。

7. ま と め

現在の眼底網膜マイクロサージェリにおける手術ツールの持つ問題点を抜本的に解決することを目的とし、新規に考案開発した光ファイバースコープ内蔵型マイクロ能動鉗子と、新方式の視覚入力・提示システムを統合したトータルシステムを提案、構築した。次に、豚眼を用いた操作試験によって動物実験レベルでプロトタ

イブシステムの有用性を実証した。

ツールの開発にあたっては、医師がこれまで訓練により獲得してきた手術技量をできるだけ生かした上での大幅な機能向上が重要であるとの姿勢で行った。

試作したマイクロ能動鉗子は、手動による先端関節の首振りと同軸照明による網膜の側方向モニタリングによって、従来鉗子では不可能だった網膜患部へのフレキシブルなアプローチと、実体顕微鏡の上方モニタリングでは困難だった、鉗子先端と網膜との距離感の把握を可能とした。

また、以上の研究成果は、単に眼科領域だけでなく各種のマイクロサージェリ専門医からも応用展開が期待されている。

今後は、さらなる機構の改良により、臨床実験が可能なモデルの実現を進め、安全性や手術効率等、定量的な判断基準を考慮したシステム評価を行っていきたい。

謝 辞 研究の初期段階から、本テーマの医療ニーズに関して助言をいただいた滋賀医科大学眼科 永田 啓 講師に深大なる感謝の意を表します。また、オプティカルファイバを提供していただいた三菱電線工業株式会社の内海 厚 氏と、日本ケーブルシステム株式会社の成田 幸郎 氏に深く感謝の意を表します。最後に、大阪市立北市民病院、加茂 雅朗 眼科医長には眼科マイクロサージェリ

の実際の知見に関する有効な助言をいただき感謝いたします。

参 考 文 献

- [1] K. Ikuta, T. Kato and S. Nagata: "Micro Active Forceps with Optical Fiber Scope for Intra-Ocular Microsurgery," Proc. of IEEE Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '96), pp.456-461, 1996.
- [2] K. Ikuta, T. Kato and S. Nagata: "Development of Micro Active Forceps with Built-in Fiber Scope for Intra-Ocular Microsurgery," Proc. of Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR '97), pp.914-919, Elsevier Science B.V., 1997.
- [3] K. Ikuta, T. Kato and S. Nagata: "Optimum Designed Micro Active Forceps with Built-in Fiberscope for Retinal Microsurgery," Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI '98), pp.411-420, Springer Verlag, 1998.
- [4] 永田, 荻野, 沖波, 松村: 眼科マイクロサージェリー 第3版, 株式会社ミクス, 1993.
- [5] 眼科手術器械カタログ MORIA eye surgery, p.66, 株式会社 松本医科器械, 1994.
- [6] K. Ikuta, K. Hirowatari and T. Ogata: "Real Three Dimensional Micro Fabrication Using Stereo Lithography and Metal Molding," Proc. of IEEE International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '93), pp.42-47, 1993.
- [7] 内海 厚 他: "極細径医用ファイバスコープの開発", 三菱電線工業時報, no.75, pp.1-10, 1988.

生田幸士 (Koji Ikuta)

1953年8月30日生。1977年大阪大学工学部金属材料工学科卒業。1979年同大学基礎工学部生物工学科卒業。1981年同大学院博士前期課程(生物工学専攻)修了。1987年東京工業大学博士後期課程(制御工学専攻)修了。工学博士。同年4月より米国カリフォルニア大学(ロボットシステムセンター)主任研究員。1989年東京大学工学部計数工学科専任講師。1990年九州工業大学情報工学部機械システム工学科助教授。1994年より名古屋大学大学院工学研究科マイクロシステム工学専攻教授。現在に至る。形状記憶合金、圧電素子を中心とした新原理アクチュエータ、化学集積回路をはじめとする医用マイクロマシン、医用福祉ロボティクスなどの研究に従事。1989年日本機械学会奨励賞受賞。1995, 97, 98年日本機械学会ROBOMEC賞受賞。1997, 98年ロボティクスシンポジウム優秀論文賞受賞。1999年日本機械学会学術業績賞受賞。IEEE, ASME, 日本機械学会, 日本ME学会, 日本コンピュータ外科学会等会員。(日本ロボット学会正会員)

加藤大香士 (Takashi Kato)

1971年7月30日生。1995年名古屋大学工学部電子機械工学科卒業。1997年同大学大学院博士前期課程(機械工学専攻)修了。同年、同大学大学院博士後期課程(マイクロシステム工学専攻)に入学。現在に至る。1997年4月から日本学術振興会特別研究員。手術支援機器開発関連の研究に従事。医用ロボティクスやメカトロニクスに興味を持つ。1997年日本機械学会ROBOMEC賞, 同年ベストポスター賞受賞。日本機械学会, 日本コンピュータ外科学会等会員。(日本ロボット学会学生会員)