透明な細動脈膜モデルの製作方法の提案

中野 琢磨^{*1} 吉田 圭佑^{*1} 池田 誠一^{*2} 大浦 裕就^{*2}
 福田 敏男^{*2} 松田 武久^{*3} 根来 真^{*4} 新井 史人^{*1}

Proposal on Fabrication Method of Transparent Arteriole Membrane Models

Takuma Nakano^{*1}, Keisuke Yoshida^{*1}, Seiichi Ikeda^{*2}, Hiroyuki Oura^{*2},
 Toshio Fukuda^{*2}, Takehisa Matsuda^{*3}, Makoto Negoro^{*4} and Fumihito Arai^{*1}

We fabricated a transparent arteriole membrane model by grayscale lithography. Employed fabrication method was using a wax and polyvinyl alcohol mixture as a novel molding material for fabricating a sacrificial model. Our objective was to complement previous surgical simulators for practice and rehearsal of medical treatments. Since block vessel models cannot recreate the moderate compliance that is generally seen in real blood vessels, we proposed a method for fabricating a transparent membranous arteriole model having a circular cross-section less than 500 [μm] in diameter. Here, we describe the fabrication of our model and the evaluation results of our new molding material.

Key Words: Photolithography, Blood Vessel Model, Surgical Simulator

1. 緒 言

再生医療分野において、人工心臓や人工関節、人工血管といった人工材料を用いた様々な工学的アプローチの研究が進められている [1] [2]。特に人工血管に関する研究では、血管再生を目的とした血管内皮細胞の行動形態観察や細胞接着足場に関する研究やカテーテル手術のリハーサル、新人医師の技術習熟や新しい手術方式開発のための血管シミュレータに関する研究が盛んに行われている。現在、我々は CT/MRI の個人情報に基づき、積層造形機を用い三次元 WAX モデルを作製し、ディップコーティングと選択的溶解でシリコン樹脂製の血管モデルを各部分ごとに作製し、それぞれの血管モデルを接続することで血管シミュレータを作製している [3] [4] (Fig. 1)。

しかし、現在の積層造形機による WAX モデルを用いる作製方法では、WAX が脆性材料であるため内径 500 [μm] 以下の血管モデルの作製は困難であり、人間の血流環境を完全に再現できていない。また、脳底血管のような内径 100 [μm] 程度の非常に細い血管内でも血管疾患が起こることが確認されているが、

Fig. 1 Surgical simulator for endovascular neurosurgery, which allows evaluating stress condition on arterial structure applied with surgical operation and blood streaming, using photoelastic modality

従来の血管シミュレータでは内径 500 [μm] 以下の血管内で起こる血管疾患の治療を対象としたリハーサルを行うことができない。

この従来の血管シミュレータの欠点を補うために、我々は従来の血管シミュレータに組み込むことが可能な内径 10~500 [μm] の細動脈・毛細血管といった極細径の血管を模擬したマイクロ流路が必要であると考えている。マイクロ流路の作製方法には様々な方法が考えられ、代表的なものを挙げると、切削や鋳造、研磨に代表される機械加工技術と、フォトリソグラフィーや LIGA プロセス、マイクロ光造形に代表される MEMS 加工技術がある。機械加工は最小分解能が 10 [μm] 程度であり、また複雑形状の加工が非常に難しく、現在も研究が進められている段階で

原稿受付 2008 年 12 月 25 日

^{*1}東北大学

^{*2}名古屋大学

^{*3}金沢工業大学

^{*4}藤田保健衛生大学

^{*1}Tohoku University

^{*2}Nagoya University

^{*3}Kanazawa Institute of Technology

^{*4}Fujita Health University

■ 本論文は学術性で評価されました。

ある。一方、MEMS 加工技術はパソコンの IC やセンサとして用いるカンチレバー、小型発電装置など様々な微小装置を作製するのに用いられる加工法である。特にフォトリソグラフィプロセスはこれらの装置の作製の中で、基盤となっている技術であり、最小分解能 $1\text{ }\mu\text{m}$ 程度の加工が可能である。この利点から、今回作製する細動脈・毛細血管モデルと称するマイクロ流路はフォトリソグラフィにより作製する。血管モデルは実際の血管の断面形状を模し、円形または楕円形で作製する必要がある。しかし、フォトリソグラフィで円形断面のチューブ状のマイクロ流路を作製することは非常に難しく、これまでに作製した例は報告されていない。マイクロ流路の従来研究には、文献 [5]~[7] のように半球面のフォトレジストパターンや光硬化性樹脂製の型を用いて、流路を作製した例があるが、断面が半円形であるため、血管モデルとして用いることはできない。したがって、円形断面を有する細動脈・毛細血管モデルを作製するには新しい作製コンセプトが必要であると考え、私達はフォトリソグラフィと PDMS (poly (dimethylsiloxane)) を用いて血管モデルの開発を行ってきた。透明材料である PDMS を使用するのには、作製すべき血管モデルは手術リハーサルを行うためのものであり、使用者に手術器具等の影響を視覚的に教示する必要があるからである。本稿では、これまで私達が作製してきたブロック型細動脈・毛細血管モデルを説明し、ブロック型モデルの問題点を挙げ、この問題解決のために今回提案し試作した膜型細動脈モデルに関して説明する。

2. ブロック型細動脈・毛細血管モデルの問題点

内径 $10\sim 500\text{ }\mu\text{m}$ のブロック型細動脈・毛細血管モデルは、実際の血管構造を模擬した、円形断面血管モデルは Fig. 2 のような設計に基づき、フォトリソグラフィで作製してきた [8]。Fig. 3 に示すように、円形断面モデル作製に用いるフォトリソグラフィプロセスには、オーバー露光法、リフロー法、グレイスケールリソグラフィの三種類がある。これらの露光法それぞれに作製できるモデル径の限界が存在するので、目的とする作製モデル径によって適切な方法を使い分ける必要がある。例えば、内径 $10\sim 20\text{ }\mu\text{m}$ の毛細血管モデルはオーバー露光法で、内径 $20\sim 100\text{ }\mu\text{m}$ の細動脈モデルはリフロー法で、内径 $100\sim 500\text{ }\mu\text{m}$ の細動脈モデルはグレイスケールリソグラフィによって作製することが可能である。細動脈・毛細血管モデルは、フォトリソグラフィで作製したモデルパターンを PDMS に転写し、プラズマ親水化後、組み立てアライメントし、 $120\sim$

145°C に加熱することでボンディングして作製することができる (Fig. 4)。これらの露光法でこれまでに作製してきた細動脈・毛細血管モデルを Fig. 5 に示す。しかし、これらのモデルはブロック型の血管モデルであり、本物の血管のヤング率などのコンプライアンスを再現することができない [9]~[12]。この問題を解決するために、細動脈・毛細血管モデルを膜モデルで作製する必要があるが、従来の作製方法 (積層造形法, layer stack modeling machine) では WAX が脆性材料であるため犠牲モデルを作製することが難しかった。

今回、この問題の解決のために、透明な細動脈膜モデルを作製する新しい方法を提案する。WAX にポリマーであるポリビニルアルコール (PVA) を混ぜることで脆性性質を低下させ、犠牲モデルを作製し、ディップコーティングによって細動脈膜モデルを作製した。今回提案する血管シミュレータ用の内径 $500\text{ }\mu\text{m}$ 以下の膜型血管モデルを作製する利点は、(1) 脳底血管のような内径 $100\text{ }\mu\text{m}$ 程度の血管内で起こる血管疾患を治療対象にできるようになること、(2) 流体力学的に従来よりも血流環境の再現性が向上することが挙げられる。今回は試作段階であるため、内径 $500\text{ }\mu\text{m}$ の犠牲モデルを作製し、シリコン樹脂をディップコートすることで細動脈膜モデルの試作を行った。作製するモデルは、内径 $500\text{ }\mu\text{m}$ 、長さ 4 mm 、真円度 80% 以上を目標値とする。また、犠牲モデル作製には、WAX と PVA の混合材料を用いることが非常に重要になるので、本混合材料の評価も行った。

Fig. 3 Concept of fabrication methods for multi scale blood vessel models

Fig. 2 Designed arteriole and capillary vessel model

Fig. 4 Concept behind the making of our capillary vessel model. After plasma treatment, we aligned two patterned PDMS substrates and bonded them to complete blood vessel model

Fig. 5 Cross sections of fabricated model. (a) $\Phi 10$ [μm] microchannel (b) $\Phi 50$ [μm] microchannel (c) $\Phi 500$ [μm] microchannel

3. WAX+PVA 混合材料の評価

この膜モデルの作製において、WAX+PVA 混合材料で犠牲モデルを作製することが内径 500 [μm] 以下の膜モデルを作製するのに非常に重要な役割を果たしている。WAX のみで作製するには、周辺温度 150°C 程度の管理が必要であり、また、伸び率が 6% 程度しかなく脆い材料であるため、壊れやすく、今回の犠牲モデルの作製には適さない。PVA のみで作製すると、ヤング率が 10 [MPa] 程度であるため、曲げ剛性 EI (E: ヤング率, I: 断面二次モーメント) が小さくなり、ディップコート時に自重で形状の変形が起こってしまう。そこで、WAX と PVA を混合して犠牲モデルを作製する手法を考案した。本混合材料の特性としては WAX と PVA の双方の特性を併せ持っていることが容易に予想できるが、今回、WAX と PVA の混合比によってどのような特性の変化があるのか評価を行った。試験片作製に用いる WAX (InduraCastTM, SolidScape) と PVA (JP18, 日本酢ビ・ポパール) は、共溶媒 (エタノール, DI 水の混合比 $1:1$ 溶液) 1 [ml] を用いて、 100°C で加熱溶融および攪拌することで混合した。混合比 (質量比) は WAX:PVA = $1:0$, $4:1$, $3:2$, $2:3$, $1:4$, $0:1$ で作製した。評価した特性は機械的特性としてヤング率 (縦弾性係数)、化学的特性として溶液に対する溶解度の評価を行った。

Table 1 Experimental rigidity

PVA:WAX ratio [%]	Young's modulus [MPa]
1:0	9.57
4:1	9.69
3:2	8.78
2:3	15.7
1:4	22.8
0:1	20.6

Table 2 Experimental brittleness and ductility

PVA:WAX ratio [%]	Extension [%]
1:0	75
4:1	75
3:2	75
2:3	44
1:4	4.0
0:1	6.0

3.1 機械的特性 (ヤング率) の評価

ヤング率測定には引張り試験機を用いた。使用する試験片は、 $50 \times 10 \times 2$ [mm] (長さ $\times$ 幅 $\times$ 厚さ) で作製した。測定結果は、荷重-変位曲線から出力されるので、このデータからグラフの初期立ち上がりを読み取ってヤング率を計算し、測定結果とした。また試験は、引張り速度 5 [mm/min.], 温度 25°C の環境下で、各混合率試験片に対し 3 回行った。測定結果から算出したヤング率を **Table 1** に示す。また、材料の脆性・延性を表す指標として伸び (Extension) がある。本実験から得られた伸びを **Table 2** に示す。PVA のヤング率が 9.57 [MPa] であるのに対し、WAX のヤング率は 20.6 [MPa] であった。混合材料試験片は WAX の割合が増えるほどヤング率が大きくなっていく傾向が確認された。また、PVA の割合が増えるにつれて、伸びが大きくなっていくことを確認した。したがって、混合比によって、WAX と PVA の機械的性質を制御できることが分かった。この結果より、膜モデル作製のための犠牲モデルは WAX:PVA = $3:2$ の混合比材料で作製する。

3.2 化学的特性 (溶解度) の評価

溶解度の測定は経過時間に対する質量変化を測定することで評価した。実験には、温度を 50°C 一定にした、超音波洗浄機を用いた。また溶解溶液は PVA を非常によく溶かす DI 水、WAX を非常によく溶かすアセトン、そして今回は混合材料を用いているので溶液も DI 水とアセトンを $1:1$ で混合した溶液を用意し、上記の三種類の溶液で溶解度評価測定実験を行った。質量測定は、測定ごとに溶液中から試験片を取り出し、一定時間乾燥させた後に行った。DI 水、アセトン、DI 水 + アセトン混合溶液に対する溶解度測定実験結果を **Fig. 6** に示す。DI 水には PVA 成分がよく溶けるので、WAX+PVA 混合材料試験片も溶かすことができた。WAX 試験片の質量変化があるのは、温度による溶解と超音波によるエッチングの影響であると考えら

Fig. 6 Evaluation of chemical features. (a) DI water (b) acetone (c) acetone + DI water

れる。アセトンには WAX 成分がよく溶けるが、WAX + PVA 混合材料試験片の質量変化が小さいことが確認できた。これは、WAX が PVA によりコートされ、アセトンに触れていないためだと考えられる。DI 水 + アセトン混合溶液には、WAX + PVA 双方の成分が溶けることが予測され、実験結果も予想どおりであった。DI 水・アセトンそれぞれ単体の溶液の溶解速度と比較すると、混合溶液では溶解速度は低下しているが、すべての試験片を溶かすことができた。また、試験開始から 10 分経過後の範囲では、DI 水が含まれている溶液中では、PVA 成分が水分を含み膨潤し、質量が増えることも確認した。以上の結果から、WAX + PVA 混合材料を用いたモデルを溶解させる際は、DI 水・アセトン混合溶液が最適であると考えられる。

4. 細動脈膜モデルの作製

4.1 犠牲モデルの作製プロセス

犠牲モデルは、外径 500 [μm]、長さ 4 [mm] で一様径 Y 字分

Fig. 7 Process chart of gray-scale lithography

Fig. 8 Process chart for sacrificial model

岐形状を設計した。犠牲モデルはパターンニングした PDMS 基板と WAX+PVA 混合材料を用いて、円形断面で作製する。犠牲モデルの型となる PDMS 基板はネガ型フォトレジストである KMPR をグレースケールリソグラフィーによって球面露光することでパターン作製し、PDMS にパターン転写することで作製した [13]~[23]。以下に、グレースケールリソグラフィーを用いた PDMS 基板のパターンニング、そして犠牲モデル作製プロセスを説明する。

・PDMS パターンニングプロセス (Fig. 7).

1. ガラス基板にネガ型フォトレジスト KMPR を塗布する。
2. ガラス基板の裏側からグレースケールマスクを用いて露光する。
3. レジストパターンを現像する。
4. PDMS 基板にレジストパターンを転写する。

・犠牲モデル作製プロセス (Fig. 8).

1. PDMS 基板のパターン面に WAX+PVA 混合材料を塗り込む。
2. 余分な混合材料をすりきって、取り除く。
3. 室温で 10 分程度静置し、水分を蒸発・乾燥させる。
4. 混合材料を塗り込んで乾燥させた PDMS 基板を二枚準備

Fig. 9 Fabricated sacrificial models. (a) The sacrificial models before removing the stacking mixture. (b) The sacrificial models after removing the stacking mixture

Fig. 10 Process chart for membrane model

し、接着材として混合材料を間に挟みアライメントする。

5. 30 分程度静置し、水分を蒸発・乾燥させ、PDMS 基板を外し、犠牲モデルを完成させる。
6. 犠牲モデル周りのバリを取り除く。

この犠牲モデル周りのバリを取り除くには、DI 水によってウェットエッチングを用いて、**Fig. 9** に示すように表面が滑らかな状態にする。

4.2 膜モデルの作製プロセス

上記のプロセスにより作製した犠牲モデルを用い細動脈膜モデルを作製する。まず、犠牲モデルの表面平滑化のためにコートする PVA と最終的に膜モデルの構成材となるシリコン樹脂は、従来方法同様にディップコートにより膜形成を行う。このあと犠牲モデルと平滑化 PVA を溶解することで、膜モデルを完成させる。以下に、膜モデル作製プロセスを説明する (**Fig. 10**)。

1. 表面平滑化のため、犠牲モデルに 10 [wt%] の PVA 溶液をディップコートする。
2. PVA 乾燥後、シリコン樹脂をディップコートする。
3. アセトン、DI 水で犠牲モデル・平滑化 PVA を交互に選択溶解する。
4. 膜状のシリコン樹脂を乾燥させ、膜型血管モデルを完成させる。

完成した試作細動脈膜モデルを **Fig. 11** に示す。Fig. 11(c) が示すように、膜状かつ中空構造で円形断面の細動脈モデルが作製できているのが確認できる。また、短軸の長さを長軸の長さで割ることで真円度を算出したが、今回作製した膜モデルの真円度は 90%と高い真円度を有していた。

Arteriole membrane model

Fig. 11 Φ500 [μm] arteriole membrane model made by using WAX and PVA mixture material and grayscale lithography. (a) fabricated arteriole membrane model on a cent coin. (b) fabricated arteriole membrane model. (c) cross-section of fabricated arteriole membrane model

5. 結果・考察

今回、脳底血管のような内径 100 [μm] 程度の血管内で起こる血管疾患を治療対象にできるようにするため、そして流体力学的に血流再現性を向上させるために、従来の血管シミュレータに組み込むための内径 10~500 [μm] の細動脈・毛細血管モデルの作製を提案し、内径 500 [μm] の Y 字分岐型細動脈膜モデルの試作と、今回の膜モデル作製に必要な犠牲モデル作製に用いた WAX + PVA 混合材料の機械的特性・化学的特性の評価を行った。

今回の細動脈膜モデルの作製において、WAX + PVA 混合材料を犠牲モデルの作製に用いたため、本混合材料の機械的特性評価・化学的特性評価を行った。機械的特性評価結果から、混合材料中の WAX の割合が上がるとヤング率が大きくなっていく傾向があることが確認された。また、化学的特性評価結果から、溶解溶液も DI 水とアセトンを混合させた溶液が一番効果的に WAX + PVA 混合材料を溶かすことができることを確認した。しかし、これらの実験結果は、試験条件やサンプルの個体差などによる誤差や数値のばらつきを含んでいるので、今後繰り返し試験を行うことで定量評価を行う必要がある。

細動脈膜モデル作製は、グレイスケールリソグラフィーと WAX + PVA 混合材料を用いて試作したが、中空形状で円形断面 90%の断面を有する膜型血管モデルを作製することができた。今回グレイスケールリソグラフィでパターンニングした型は、径 500 [μm]、長さ 4 [mm]、真円度 89%であった。グレイスケールリソグラフィーは 100~500 [μm] の球面パターンニングで優位性があり、長さは 3 [cm] 程度まで伸ばすことができるため、複雑分岐形状で大きなモデルを作製できる可能性がある。また、作製した膜モデルの真円度が 90%なのは、犠牲モデル作製に用いた PDMS 基板が真円度 89%であったことによる。したがって、

作製したモデルの真円度は妥当な結果であり、真円度を改善するには PDMS パターンの真円度を改善する必要がある。このことから、グレイスケールリソグラフィーを用いたパターンニング、WAX + PVA 混合材料を用いた犠牲モデル、そしてこれらの作製プロセスが細動脈膜モデルを作製するのに非常に有用であったことが分かる。

謝 辞 本研究は文部科学省の科研費（17076015）および日本学術振興会の科研費（18206027）の助成を得て行われた。

参 考 文 献

- [1] L.G. Griffith et al.: "Tissue Engineering—Current Challenges and Expanding Opportunities," *Science*, vol.295, pp.1009–1014, 2002.
- [2] R. Langer and J.P. Vacanti: "Tissue Engineering," *Science*, vol.260, no.5110, pp.920–926, 1993.
- [3] S. Ikeda, F. Arai, T. Fukuda, M. Negoro and K. Irie: "An *In Vitro* Patient-Tailored Biological Model of Cerebral Artery Reproduced with Membranous Configuration for Simulating Endovascular Intervention," *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol.17, no.3, pp.327–334, 2005-6.
- [4] S. Ikeda, F. Arai, T. Fukuda et al.: "An *In Vitro* Patient-Tailored Model of Human Cerebral Artery for Simulating Endovascular Intervention," *MICCAI 2005*, LNCS 3749, pp.925–932, 2005.
- [5] N. Futai, W. Gu and S. Takayama: "Rapid Prototyping of Microstructures with Bell-Shaped Cross-Sections and Its Application to Deformation-Based Microfluidic Valves," *Adv. Mater.*, vol.16, no.15, pp.1320–1323, 2004.
- [6] B.-C. Lin and Y.-C. Su: "On-Demand Droplet Metering and Fusion Utilizing Membrane Actuation," *uTAS 2008*, pp.86–88, 2008.
- [7] M. Ikeuchi and K. Ikuta: "The Membrane Micro Emboss (MeME) Process for Fabricating 3-D Microfluidic Device Formed from Thin Polymer Membrane," *uTAS 2006*, pp.693–695, 2006.
- [8] J.T. Borenstein, H. Terai, K.R. King et al.: "Microfabrication Technology for Vascularized Tissue Engineering," *Biomedical Microdevices*, vol.4, no.3, pp.167–175, 2002.
- [9] T. Nakano, Y.C. Lin, S. Ikeda et al.: "Fabrication of arteriole and capillary vessel model," *The 25th Annual Conference of the Robotics Society of Japan*, 3F26, 2007.
- [10] T. Nakano, M. Tada, Y.C. Lin et al.: "Fabrication of cell-adhesion surface and Capillary Vessel Model by photolithography," *International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science*, Nagoya, Japan, pp.17 (1)–(6), 2007.
- [11] F. Arai, T. Nakano et al.: "Fabrication of cell-adhesion surface and Arteriole Model by photolithography," *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol.19, no.5, pp.535–543, 2007.
- [12] T. Nakano, K. Yoshida et al.: "Fabrication of Capillary Vessel Model with Circular Cross-Section and Applications," *Proc. 2008 JSME Conf. on Robotics and Mechatronics (ROBOMECH2008)*, 2P2–J17, 2008.
- [13] K. Totsu and M. Esashi: "Gray-scale photolithography using maskless exposure system," *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol.23, no.4, pp.1487–1490, 2005.
- [14] K. Totsu, K. Fujishiro, S. Tanaka et al.: "Fabrication of three-dimensional microstructure using maskless gray-scale lithography," *Sensor and Actuators A*, vol.130–131, pp.387–392, 2006.
- [15] Y. Satoh, Y. Kiyosawa, T. Ishii et al.: "High Accuracy Microlens Fabrication Method and its Application to LD Beam Profile Converter," *Ricoh Technical Report*, no.29, pp.13–20, 2003.
- [16] K. Hanai, S. Shimizu and Y. Matsumoto: "Three Dimensional Structures of Negative-tone Photoresist by Binary Optics," *IEEJ Trans. SM*, vol.125, no.10, pp.424–425, 2005.
- [17] D.A. Fletcher, K.B. Crozier, K.W. Guarini et al.: "Microfabrication Silicon Solid Immersion Lens," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol.10, no.3, pp.450–459, 2001.
- [18] L. Erdmann and D. Efferenn: "Technique for monolithic fabrication of silicon microlenses with selectable rim angles," *Society of Photo-Optics Instrumentation Engineers*, vol.36, no.4, pp.1094–1098, 1997.
- [19] S. Kang: "Replication Technology for Micro/Nano Optical Components," *Japanese Journal of Applied Physics*, vol.43, no.8B, pp.5706–5716, 2004.
- [20] W. Yu and X.-C. Yuan: "Fabrication of multilevel structures in self-development photosensitive hybrid sol-gel glass by a gray scale mask," *Society of Photo-Optics Instrumentation Engineers*, vol.42, no.12, pp.3411–3412, 2003.
- [21] M.-H. Wu, C. Park and G.M. Whitesides: "Fabrication of Arrays of Microlenses with Controlled Profiles Using Gray-Scale Microlens Projection Photolithography," *Langmuir*, vol.18, pp.9312–9318, 2002.
- [22] C. Chen, D. Hirdes and A. Folch: "Gray-Scale photolithography using microfluidic photomasks," *PNAS*, vol.100, no.4, pp.1499–1504, 2003.
- [23] H. Wu, T.W. Odom and G.M. Whitesides: "Reduction Photolithography using Microlens Arrays: Application in Gray Scale Photolithography," *Analytical Chemistry*, vol.74, no.14, pp.3267–3273, 2002.

中野琢磨 (Takuma Nakano)

2008 年東北大学大学院修士課程修了。現在、同大学大学院博士課程学生。日本学術振興会特別研究員。日本機械学会会員。(日本ロボット学会学生会員)

池田誠一 (Seiichi Ikeda)

2006 年、名古屋大学大学院博士課程修了。博士(工学)。2006 年東北大学大学院研究支援者。2007 年名古屋大学大学院研究支援者。日本機械学会会員。(日本ロボット学会正会員)

福田敏男 (Toshio Fukuda)

1977 年東京大学大学院博士課程修了。工学博士。同年通産省工業技術院機械技術研究所研究員。主任研究官を経て、1982 年より東京理科大学工学部機械工学科講師。1983 年同大学助教授。1979～1981 年西ドイツシュツットガルト大学客員研究員。1986 年アメリカエル大学客員助教授。1989 年名古屋大学工学部機械工学第 2 学科教授。1992 年同大学機械情報システム工学科教授。1994 年同大学大学院工学研究科マイクロシステム工学専攻教授。2004 年同大学大学院工学研究科マイクロ・ナノシステム工学専攻教授。現在に至る。自己組織化ロボット、マイクロロボット、マイクロ・ナノマニピュレーション、インテリジェント制御、ロボットハンドやマニピュレータの制御、特殊環境下のロボットの研究等に従事。(日本ロボット学会正会員)

根来 真 (Makoto Negoro)

1973 年ハーバード・メディカル・スクール、ベス・イスラエル病院。神経外科研究フェロー。1980 年名古屋大学大学院医学部助教授。2002 年藤田保険衛生大学医学部神経外科教授。現在に至る。

吉田圭佑 (Keisuke Yoshida)

2009 年東北大学卒業。2009 年東北大学大学院修士課程入学。現在に至る。

大浦裕就 (Hiroyuki Oura)

2009 年名古屋大学大学院修士課程修了。日本機械学会会員。

松田武久 (Takehisa Matsuda)

1972 年京都大学大学院博士課程修了。工学博士。1972～1974 年 Case Western Reserve University にて研究員。1980～1998 年循環器病センター研究所にて生物工学科長。1998～2006 年九州大学大学院医学研究科名誉教授。現在に至る。

新井史人 (Fumihito Arai)

1988 年東京理科大学大学院修士課程修了。1989 年名古屋大学工学部助手。1993 年工学博士(名古屋大学)。1994 年講師。1998 年助教授。2005 年東北大学大学院工学研究科バイオロボティクス専攻教授。現在に至る。2000 年 IEEE, RAS, Early Academic Career Award, 2004 年日本ロボット学会論文賞など受賞。マイクロ・ナノロボット工学、バイオ・メディカルシステム等の研究に従事。(日本ロボット学会正会員)