●特集 フィルム・シート技術の最新技術

体内でのフィルム形成—腹膜癒着防止膜と薬物送達膜—

伊藤大知^{1,2)*}・鈴木幸光²⁾

- 1) 東京大学大学院医学系研究科 疾患生命工学センター 〒113-0033 東京都文京区本郷7-3-1
2) 東京大学大学院工学系研究科 化学システム工学専攻 〒113-0033 東京都文京区本郷7-3-1

Formation of a Biocompatible Film *in vivo* –from Peritoneal Adhesion to Drug Delivery System–

Taichi Ito^{1,2)*} and Yukimitsu Suzuki²⁾

- 1) Center for Disease Biology and Integrative Medicine Faculty of Medicine, The University of Tokyo
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-0033, Japan
2) Department of Chemical System Engineering, The University of Tokyo
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-0033, Japan

Postoperative peritoneal adhesions cause pelvic pain, infertility, and potentially lethal bowel obstruction. We have designed and synthesized injectable hydrogels that are formed by mixing hydrazide-modified hyaluronic acid (HA) with aldehyde-modified versions of cellulose derivatives such as carboxymethylcellulose (CMC), hydroxypropyl-methyl cellulose (HPMC), and methyl cellulose (MC). Hydrogels degraded in the presence of hyaluronidase *in vitro*, with HA-MC and HA-HPMC degrading more slowly than HAX and HA-CMC. All the cellulose-derived gels showed efficacy in reducing the area of adhesion formation in a rabbit sidewall defect-bowel abrasion model. In addition, we have designed and synthesized an injectable hydrogel composed of cross-linkable modified hyaluronic acids conjugated to dexamethasone, and investigated its anti-inflammatory function. The hydrogel degraded in media over 5 days, releasing dexamethasone slowly over that time preventing TNF- α production from lipopolysaccharide-stimulated primary mouse macrophages *in vitro*. Further research is on-going. We are designing cisplatin releasing system based on this *in-situ* crosslinkable hydrogel system for treating peritoneal dissemination.

Key words : membrane / hydrogel / *in situ* crosslinking / biomaterial / drug delivery / peritoneal adhesion / peritoneal dissemination

1. はじめに

「膜」は無限の可能性を秘めている。膜分離技術は環境技術の切り札の一つであるし、燃料電池の電解質膜はシステムの中のコア技術の一つである。エレクトロニクスにおけるシリコン薄膜や、バイオ燃

料電池やバイオセンサーで使われるメディエーター薄膜も電子伝達を担う膜ということで包含される。またバイオテック分野でも、酵素固定膜型反応器、医療用透析膜、バイオフィルム形成など様々な分野において「膜」を考えねばならない。もうひとつの雄、生体膜でも細胞レベルで細胞膜は、細胞内外を区切るだけでなく、流動性と安定性を両立することによって、細胞内外を区画する膜としての役割だけでなく、そこでは膜タンパク質が物質透過制御、シグナル伝達、酵素反応など様々な役割を担っている。さらに生体組織は驚くほどに膜状組織が多く、細胞

* Corresponding Author
Tel: 03-5841-1696
Fax: 03-5841-1697
E-mail: taichi@m.u-tokyo.ac.jp

Fig. 1 Various crosslinking reactions for *in situ* crosslinkable hydrogels.

が単層に集積して形成した細胞単層膜が、さらに集積して組織や臓器が形成されていると言っても過言ではない。

煎じつめれば、「膜」とは2次元平面状に無限に広げることが可能でありながら、その厚みは数nmから数100 μm 程度の厚みに限定される材料でかつ、その内部（時には表面も）で厚さ方向に対して物質移動や化学反応がおこるダイナミックな空間である、と位置付けられよう。だからこそ様々な研究や技術の展開が将来展望できると思われる。今回はこのような大枠の中で捉え、生体適合性に優れたハイドロゲル薄膜について報告する。とりわけ体外ではプレカリーサー水溶液でありながら、混合しながら体内に注入すると同時に、体内でハイドロゲル薄膜化する医用材料について報告する。

2. *in situ* 架橋ハイドロゲル

ハイドロゲルは、3次元高分子ネットワーク中に豊富に水を含有した物質である。SDS-pageに用いられるのはポリアクリルアミドゲルであり、アガロース電気泳動ゲルも、ハイドロゲルである。これらハイドロゲルの中でも、生体適合性に優れた多糖類を基盤としたハイドロゲルは、再生医療の細胞増殖足場（スキャフォールド）材料や、薬物送達担体などとして、医療応用が期待され、実際に様々な臨床分野で適用となっている。

中でも体外では水溶液でありながら、生体内に注

入すると同時にハイドロゲルとなる『*in situ* 架橋ハイドロゲル』は様々な用途が期待される。①カテーテルやリザーバー・ポートを通して体外から、望みの疾患部位に注入することができる。このため近年増加している内視鏡技術との相性が非常に良い。②皮下注射などにより容易に体内浅部にハイドロゲルを形成できる。③細胞やタンパク質製剤の封入が容易である利点から、再生医療やドラッグデリバリーシステム（DDS）への応用が可能である。これら体内環境下でゲル化する材料としては物理架橋ゲルと化学反応架橋ゲルがある（Fig. 1）。

例えばポリプロピレンオキサイドとポレエチレングリコールのトリブロック共重合体（例えばPluronic F127：独・BASF社）は¹⁾ 低温でゾル状態であり、高温でゲル化する。ポリマー濃度を制御することによって相転移温度（LCST）をシフトさせることができ、生体適合性もある程度優れる。このため室温では溶液状態であり、体内に注入して体温化ではハイドロゲルとなる。このような温度応答型のゲルとしては、ポリリン酸エステルポリマー^{2,3)} なども近年報告されている。

イオン架橋も古くから用いられており、 β -D-マンヌロン酸と α -L-グルロン酸の2種のブロックが結合した直線状の多糖類であるアルギン酸⁴⁾ は、カルシウムイオン存在下で、エッグポケットと呼ばれる独特の架橋点を形成し、速やかにゲル化する。体内のカルシウムイオン濃度は低いために血中濃度ではゲル化しないが、細胞封入担体などとして良く検討

Fig. 2 *in situ* crosslinkable hydrogel based on hyaluronic acid.

されている。

化学反応架橋ゲルは最も良く用いられている *in situ* 架橋様式である。天然物ではフィブリン糊などは臨床で用いられている。血液から抽出したフィブリンノーゲン (A液) とトロンビン (酵素, B液) を (ティシール: 米・バクスター社⁵⁾) ダブルシリンジで混合しながら患部に注入することによって, 組織接着剤として広範囲に用いられてきた。工学的に言えば, 生体組織間での *in situ* 接着性薄膜の迅速形成である。またカルボジイミドやチオール結合形成⁶⁾ の化学反応を利用することによって, *in situ* 架橋ゲルを作製する試みも多くなされてきた。

主な *in situ* 架橋様式を Fig. 1 にまとめた。様々な物理架橋, 化学架橋の様々な方法が利用, あるいは期待されていることがわかる。DNA の二重らせん形成によるハイドロゲル形成などは, DNA の電気伝導性への期待などと相まって, ボトムアップ型ナノテクノロジーとして近年注目を集めているところである。本研究では特に, ヒドラドゾン結合形成を利用した多糖類 *in situ* 架橋ゲル⁷⁾ の開発と, その腹膜癒着防止応用について報告する。

3. 腹膜癒着を抑制する *in situ* 架橋ハイドロゲルの開発

3.1 腹膜癒着とは？

胃・腸・肝臓・膵臓など多くの臓器を含む腹腔内臓器の開腹手術や腹腔鏡手術後に, 臓器同士, あるいは腹腔を包む腹膜と臓器がしばしば癒着し剥れなくなる。これを腹膜癒着という⁸⁾。癒着は大腸の通過障害, 不妊, 慢性骨盤痛などを引き起こし, 癒着が重篤の場合は, 腸の通過障害などにより緊急の2次手術を要する場合もある。何よりも再手術を行う際に, まず癒着をメスで切り離すプロセスが必要とな

り, これが執刀医泣かせである。

腹膜癒着プロセスは, ①手術等による腹腔内の腹膜あるいは臓器漿膜の中皮細胞層破壊, ②急性炎症反応の開始, ③同時に血液凝固系の活性化によるフィブリンの形成, ④繊維芽細胞の浸潤, ⑤癒着の形成, と進む。癒着は創傷治癒プロセスと表裏一体であり, 癒着形成の前に, フィブリンが溶解して, 中皮細胞層が回復すれば, 癒着形成を防ぐことができると考えられている。

3.2 腹膜癒着防止材料と *in situ* 架橋ハイドロゲル

この癒着を抑制する材料として, Seprafilm[®] (米 Genzyme 社), Interseed[®] (米 Jhonson&Jhonson 社) などの癒着防止フィルム⁹⁾ が上市されている。これは物理的に臓器同士の接触を防ぐことで癒着防止を行うが, 癒着が起こる場所をあらかじめ予測することが不可能なこと, 腹腔鏡で使用不可能なことなどから, 新しい材料が期待されている。

我々はフィルム状材料に代わる癒着防止材料として, 2種の多糖類プリカーサーポリマー溶液 (アルデヒド基修飾多糖類とヒドラジド基修飾多糖類) を, 2液混合シリンジを通して混合注入するだけで, 腹腔内で速やかにゲル化する *in situ* 架橋ハイドロゲルを開発した (Fig. 2)⁹⁾。プレカーサーポリマー中のアルデヒド基とヒドラジド基が, 速やかにヒドラゾン結合を形成して架橋し腹膜や漿膜を広範囲に覆うことができる。

3.3 *in situ* 架橋ハイドロゲルの材料設計

プレカーサーポリマー原料である多糖類としては, 腹腔内で生体適合性に優れる, ヒアルロン酸 (HA), カルボキシメチルセルロース (CMC), メチルセルロース (MC), ヒドロキシプロピルセルロース

Table 1 Physical properties of cross-linked hydrogels

	Gelation time (sec)	Swelling ratio* (%)	G* (Pa)
HAX	3.5±1.0	200±14	32±17
HA-CMC	19.0±1.7	230±10	92±19
HA-HPMC	4.0±1.2	120±13	292±109
HA-MC	5.8±2.9	150±4	297±41

* Measured on day 5 of immersion in phosphate buffered saline

Data are averages ± standard deviations (n=4)

Fig. 3 Degradation kinetics of the hydrogels in 10 unit/ml hyaluronidase in PBS at 37 °C. Volume of the hydrogel (%) is the ratio of the volume of hydrogel at each time point to the initial volume, expressed as a percentage. Data are averages ± standard deviations (n=4).

(HPMC)などのセルロース誘導体¹⁰⁾, デキストラン¹¹⁾などが用いられる。またプルランやデキストリンなどの他の多糖類や, ポリエチレングリコールなども腹腔内で使用実績がある。選択したポリマーの物性や官能基修飾度は, 得られるハイドロゲルの架橋度などのゲルの構造とともに, ハイドロゲルの力学特性, 膨潤度, 分解特性を左右し, 最終的に癒着抑制特性を左右する。

Table 1はヒドラジド基修飾HAとアルデヒド基修飾HAが*in situ*架橋したゲル(HAX), 及びヒドラジド基修飾HAとアルデヒド基修飾CMC, MC, HPMCが*in situ*架橋したゲルHA-CMC, HA-MC, HA-HPMCのゲル化時間, 膨潤度(初期のゲル体積とリン酸バッファー下膨潤平衡時のゲル体積の比), レオメーターにより測定した剛性率を示している。荷電の有無やポリマー骨格のフレキシビリティなどの用いられた多糖類の物性と, 架橋度の違いなどによって, 様々な物性のゲルが得られることがわかる。

さらにヒアルロン酸分解酵素下で各ハイドロゲルの分解実験を行ったところ, 剛性率が高いHA-MC, HA-HPMCで分解速度が遅く, 剛性率が低いHAX, HA-CMCで早いことが示された (Fig. 3)。

Fig. 4 Prevention of peritoneal adhesions in a rabbit abrasion model. (A). Induction of adhesions. Note the abdominal wall defect (arrow), and the bleeding surface of the cecum. (B). Adhesions seen on dissection after 1 week in an animal treated with saline. (C). Absence of adhesions after 1 week in an animal treated with HA-MC.

Table 2 Effectiveness of hydrogels in preventing peritoneal adhesions in the rabbit

	HA -CMC	HA -HPMC	HA -MC	Control (生理食塩水)
Animal weight loss postoperatively (%)	6.5±3.6	2.8±2.6	8.4±3.3	11.7±2.4
Score 3	1	2	0	3
Score 2	1	0	0	1
Score 1	0	0	1	0
No adhesion	2	2	3	0
Median score	1	2	0	3
Adhesion area (cm²)	2.2±3.3	0.3±0.6	0.0±0.0	13.1±1.9

3.4 *in situ*架橋ハイドロゲルの癒着抑制効果

このような特徴を有するハイドロゲルの腹膜癒着抑制効果を, 実際にウサギを用いた動物モデルによって実証することに成功した^{9~11)}。開腹後, 腹膜の一部を3×4 cmで切除し, 腹膜に対応する盲腸の一部を出血させることによって, 1週間後に再開腹して確認すると確実に癒着を起こすことができる (Fig. 4)。このモデルに閉腹前に*in situ*架橋ハイドロゲルを適用し, 1週間後に再開腹して, 癒着重度をスコアリングし, 癒着面積を計測することで, 材料の癒着抑制機能を検証することができる (Table 2)。HAX, HA-CMC, HA-MC, HA-HPMCの各*in situ*架橋ハイドロゲルのうち, HA-MCが最大の癒着抑制機能を示した。材料物性と癒着防止効果の相関はこれからの検討課題である。

4. デキサメタゾン徐放*in situ*架橋ハイドロゲルの開発

ハイドロゲル薄膜のみでは, 癒着低減効果には限界がありDDSの応用が期待される。初期炎症反応は, 様々な生物学的カスケードを経て, t-PA (ティッシュプラスミノゲン-アクティベーター) の発現抑制やPAI (プラスミノゲン-アクティベーターインヒ

Fig. 5 Schematics of the synthesis procedures of hydrogel of hyaluronic acid and dexamethasone (HAX-DEX). (a)Hyaluronic acid (HA), (b)Aldehyde-modified hyaluronic acid (HA-ALD), (c)Adipic dihydrazide-modified hyaluronic acid (HA-ADH), (d)Dexamethasone, (e)Dexamethasone-succinate (dex-suc), (f)Synthesis of N-hydroxysuccinimide dexamethasone-succinate (NHS-dex-suc), (g)Hyaluronic acid-adipic dihydrazide-dexamethasone-succinate (HA-DEX). The hydrogel containing dexamethasone, HAX-DEX, forms by mixing (b)HA-ALD with (g)HA-DEX.

ビター)の発現亢進を引き起こすことが報告されている¹²⁾。このためステロイド等の抗炎症薬のゲル薄膜からの徐放を行うことによって、さらなる癒着低減効果が期待できる。我々はFig. 5に示すような合成スキームによってデキサメタゾンをエステル結合によって固定し、ハイドロゲル薄膜中からエステル結合の加水分解によってステロイドが徐放されるようなシステムを設計した¹³⁾。

これらハイドロゲルを培地中でインキュベーションして、培地交換を1, 2, 3, 5, 9日後に行い、得られた培地を凍結保存した。さらにマウス腹腔にLPS(リポポリサッカライド)を注入して腹膜炎状態にして得られたプライマリーマクロファージを播種した後、これらの培地を添加することによって、抗炎症効果をTNF- α , IL-6測定によって評価した。Fig. 6に示すように、デキサメタゾン担持ハイドロゲルが効果

Fig. 6 The effect of dexamethasone on the production of TNF- α and IL-6 from primary mouse macrophages.

的に炎症反応を抑制することを確認した。

5. *in situ* 架橋ハイドロゲルの架橋点間分子量計算とタンパク質製剤の徐放

剛性率とヤング率の関係はアフィン変形を仮定する限り比例し、ヤング率へと換算できる。さらに Flory-Rehner-Peppas の式¹⁴⁾を用いて、含水率・ポリマー濃度等から、架橋点間分子量： M_c を推算することができる。Table 3に結果を示すように、本研究で作製したハイドロゲルの M_c は10～200 kDaと、かなり架橋密度が低いハイドロゲルであることがわかる。また計算結果から修飾したヒドラジド基やアルデヒド基の1%以下しか架橋に寄与していないこともわかる。このためさらなる混合架橋プロセスや分子量の検討によって、より広範囲で架橋点間分子量を制御することが可能であることが示唆される。

一方、近年臨床分野で次々と臨床適用になっている、タンパク質製剤の分子量は、従来の低分子薬剤に比べて非常に高い。例えば抗体は25 kDa、t-PAは

Table 3 Estimation of the average molecular weight per crosslinking unit, M_c from swelling volume, Q , and shear moduli, G . ($N=4$, averages)

	W_{initial}	W_{swelled}	$Q(-)$	Young's modulus (Pa)	G (Pa)	M_c (kDa)
HAX	318	395	2.37	97	32	71
HA-CMC	321	500	2.00	275	92	214
HA-HPMC	345	366	1.35	875	292	14
HA-MC	350	460	1.49	890	297	10

68 kDa、IL-2（インターロイキン2）は15 kDaである。また再生医療で使うことが期待される細胞増殖因子、例えばVEGF-A（血管内皮細胞増殖因子）は38 kDaである。

つまりこれらの遺伝子組み換えタンパク質製剤の徐放を制御するには、本研究の*in situ* 架橋ゲルでも十分な架橋密度であることもわかる。実際にYeoら¹⁵⁾の結果では、本ハイドロゲルを用いてアルブミン（分子量：66 kDa）の徐放速度を報告しており、この系では拡散よりもハイドロゲルの分解により徐放されることがわかる。これはハイドロゲル網目が十分に細かく、タンパク質が中に封入されていた状態でほとんど拡散できない。一方でゲルの分解とともに、封入されたタンパク質製剤が放出されていくことを示している。

6. おわりに

医用*in situ* 架橋ハイドロゲルと、生体内でのハイドロゲル薄膜形成について報告した。現在二つの方向に渡って研究を展開している。

一つは適用疾患の拡大と、疾患に応じた材料設計の研究である。例えば胃がんや卵巣がんは、臓器漿膜を破って腹腔中に拡散し、腹膜や腹腔内臓器の漿膜に広範囲に渡って転移し、外科手術による根治が不可能になる。これは腹膜播種¹⁶⁾と呼ばれる。抗がん剤療法により手術可能になるまで播種を低減できれば、現在の医療でほぼ治療不可能な播種治療への新たな道が開ける。しかしながらなかなか有効な抗がん剤治療法が確立されず、ドラッグデリバリー技術の進化が待たれるところであり、主にシスプラチンを腹腔内投与に適用可能になるように研究を進めている^{17～19)}。ハイドロゲル薄膜内の薬物移動、腹膜中皮膜中の薬物移動などが鍵となってくる。また放射線治療とインターロイキン製剤等の併用療法も、

臨床では期待されており、これに向けて医用 *in situ* 架橋ハイドロゲルによる局所徐放の最適化も期待されている。腹膜癒着防止材料も、Seprafilm等の臨床適用材の適用範囲は限定されており、その癒着防止効果も限界がある。肝切除による新たな癒着動物モデルの開発に成功しており²⁰⁾、これをベースにして新たな癒着防止材料の開発を進めているところである。

一方で、新たな材料の開発は、潜在的な医用ニーズや医用プロセスを開発していく端緒となる。Fig. 1で紹介した架橋プロセスの欠点やゲル物性のトレードオフ関係をブレークスルーすべく、クリックケミストリーやグリコール核酸の二重らせん形成などの新たな架橋反応を利用した医用 *in situ* 架橋ハイドロゲルの開発に着手している。これらは将来的に再生医療における3次元組織構築や、新規DDS技術の開発に寄与するものである。

これらの検討の中で、*in situ* ハイドロゲル薄膜は明らかに膜である。すなわちDDSでは薄膜の中での薬物移動が鍵である。再生医療では細胞の分化・増殖・移動などが鍵になるが、様々な増殖因子が拡散しあいながら相互作用をしてプロセスが進んでいく。鍵は膜中での物質移動と反応であり、分離膜・メンブレンリアクター・生体膜の解析や開発などで培われてきた、膜工学の蓄積、応用、進化なくして、研究や技術開発は行えないものである。

謝 辞

なお本研究はマサチューセッツ工科大学 Langer 教授、ハーバード大学小児病院の Kohane 准教授、パーデュー大学の Yeo 助教授らとの研究の賜物であり、ここに感謝します。現在共同研究を行っている、東京大学医学部腫瘍外科・北山准教授、石神講師、山口助教、東京大学医学部肝胆膵外科・國土教授、長谷川准教授、清水医師らに感謝致します。またヒアルロン酸のご提供を頂いています(株)フードケミファ、ダブルシリンジをご提供頂きましたバクスター(株)に感謝致します。

文 献

- 1) <http://probes.invitrogen.com/media/pis/mp03000.pdf>
- 2) Wang YC, Li Y, Yang XZ, Yuan YY, Yan LF, Wang J : *Macromolecules*, **42**, 3026-3032 (2009)
- 3) Iwasaki Y, Wachiralarpphaithoon C, Akiyoshi K : *Macromolecules*, **40**, 8136-8138 (2007)
- 4) <http://www.kimica.jp/products/NaAlgin/>
- 5) http://www.baxter.com/healthcare_professionals/products/tisseel.html
- 6) Shu XZ, Liu YC, Luo Y, Roberts MC, Prestwich GD

: *Biomacromolecules*, **3**, 1304-1311 (2002)

- 7) Bulpitt P, Aeschlimann D : *J. Biomed. Mater. Res.*, **47**, 152-169 (1999)
- 8) DiZerega GS : *Peritoneal Surgery*, Springer, New York (1999)
- 9) Yeo Y, Highley CB, Bellas E, Ito T, Marini R, Langer R, Kohane DS : *Biomaterials*, **27**, 4698-4705 (2006)
- 10) Ito T, Yeo Y, Highley CB, Bellas E, Benitez CA, Kohane DS : *Biomaterials*, **6**, 975-983 (2007)
- 11) Ito T, Yeo Y, Highley CB, Bellas E, Kohane DS : *Biomaterials*, **23**, 3418-3426 (2007)
- 12) Oh SH, Kim JK, Song KS, Noh SM, Ghil SH, Yuk SH, Lee JH : *J. Biomed. Mater. Res.*, **A72**, 306-316 (2005)
- 13) Ito T, Fraser IP, Yeo Y, Highley CB, Bellas E, Kohane DS : *Biomaterials*, **10**, 1778-1786 (2007)
- 14) Peppas NA, Merrill EW : *J. Appl. Polym. Sci.*, **21**, 1763-1770 (1977)
- 15) Yeo Y, Bellas E, Highley CB, Langer R, Kohane DS : *Biomaterials*, **28**, 3704-3713 (2007)
- 16) 米村 豊 : 腹膜播種, へるす出版 (1996)
- 17) 須原宜史, 鈴木幸光, 亀井隆雄, 山口博紀, 石神浩徳, 北山丈二, 伊藤大知 : 日本膜学会, 5月(2010), P30
- 18) 須原宜史, 鈴木幸光, 亀井隆雄, 山口博紀, 石神浩徳, 北山丈二, 伊藤大知 : 化学工学会秋季大会, 9月(2010), L209
- 19) 佐藤真優, 鈴木幸光, 伊藤大知 : 化学工学会秋季大会, 9月(2010), L204
- 20) 須原宜史, 佐藤真優, 鈴木幸光, 伊藤大知, 清水篤志, 成瀬勝俊, 長谷川潔, 國土典宏, 亀井隆雄, 石神浩徳, 山口幸二, 北山丈二 : 材料化学システム工学討論会, 12月(2010)

(Received 8 December 2010 ;

Accepted 11 January 2011)

著者略歴

伊藤 大知 (いとう たいち)

- 1996年 3月 東京大学工学部化学システム工学科卒業
 1998年 3月 東京大学大学院工学系研究科化学システム工学専攻修士課程修了
 1998年 4月 東レ(株)液晶材料技術部
 2002年 4月 日本学術振興会 特別研究員DC1
 2004年 9月 博士(工学)(東京大学)
 2004年 10月 米国マサチューセッツ工科大学化学工学科 博士研究員
 2006年 9月 東京大学大学院工学

系研究科 助手
 2007年 4月 東京工業大学資源化学研究所 助教
 2009年 2月 東京大学大学院医学系研究科附属疾患生命工学センター 准教授
 2009年 4月 東京大学大学院工学系研究科化学システム工学専攻 准教授（兼担）
 東京大学大学院工学系研究科バイオエンジニアリング工学専攻 准教授（兼担）

鈴木 幸光（すずき ゆきみつ）

1998年 3月 神奈川大学工学部応用化学科卒業
 2003年 3月 （工学）（神奈川大学）
 2003年 4月 科学技術振興事業団 さきがけ「合成と制御」 博士研究員
 2004年 6月 科学技術振興機構 CREST「高度情報処理・通信の実現」 博士研究員
 2006年 8月 東京工業大学資源化学研究所 研究員
 2009年 5月 東京大学大学院工学系研究科化学システム工学専攻 特任助教