

レーザをエネルギーデバイスとする 低侵襲治療の現状と将来展望

東北大学 大学院医工学研究科
beyond Red 有限責任事業組合
本郷晃史

1. はじめに

まず始めに、わが国が直面している大きな課題について言及しなければならない。第一に、少子高齢化である。2040年には5人に1人が75歳以上の高齢者に達すると予測されている¹⁾。高齢患者の急増と医師不足により、近い将来医療提供体制を維持できない地域が激増すると言っても過言ではない。第二に、医療費の高騰であり、既に45兆円(対GDP比8%)を超えている²⁾。患者のQOL(Quality of Life)を低下させることなく如何に健全な医療財政を維持するか、予防医療とともに入院日数を短縮できる低侵襲治療が益々求められる所以である。そして第三に、医療機器の大幅な輸入超過であり、特に治療機器において巨額な赤字を抱えている³⁾。これらの課題を直視し、産と学、医と工はもちろん、異種分野間の連携を推進しわが国独自の医療機器の開発に臨まなければならない。

今の社会情勢を深く認識しながら、最先端の技術が今後どのような方向に進むのか、それをどう利用すべきかを考えるとき、AI(Artificial Intelligence)とロボット技術が強力なツールとなるのは疑う余地はないだろう。既に様々な産業界に大きな変革をもたらしている。医療分野においても、腫瘍性病変領域の判定や、剥離すべき臓器間結合組織層や侵襲を回避すべき組織の強調可視化など、術前診断のみならず術中治療においてもAIによる画像解析が活躍している^{4,7)}。ロボット技術では、国産の手術支援ロボットが登場し、狭い体腔内での精密な施術だけでなく、術者の労力負担の低減、遠隔治療への適用など将来に向けた取り組みがなされている⁸⁻¹⁰⁾。

AIやロボットは、医師の負担低減や技量不足を補う強力なサポート技術であるが、もう一つ大事なコンポーネントとして道具がある。現在処置具としては高周波電気メスが主流であるが、本稿では、これとは別にレーザをエネルギーデバイスとする道具を取り上げる。

医療現場において、様々な光・レーザ技術が応用されている。光線力学療法など多くの治療法に採用されているが、ここでは切開、止血、凝固および蒸散を使用目的または効果とする、いわゆるレーザメスとしての利用に限定する。このような応用においては、水を多く含む生体組織に効率よく作用する赤外レーザが有効である。しかしながら中赤外以上の波長域では、通常の石英光ファイバは、材料固有の赤外吸収損が大きく伝送路として使えない。そこで伝搬領域を空気とする中空導波路が採用されている。内視鏡あるいはロボットと組合せて使用するとき、レーザ光をフレキシブルに狭空間に導き、所望の微小ターゲットに正確に照射することが求められる。

本稿では、レーザ治療器の現状を概括するとともに、そのキーデバイスとなる中空導波路について詳述する。またこれを用いたレーザエネルギーデバイスが、将来どのようにAIやロボット技術と融合していくか、その可能性について展望する。

2. レーザ治療器の現状と課題

レーザ治療においては、レーザ光と生体組織との相互作用を十分に見極めることが重要である。一口にレーザと言っても、波長や出力、発振モードなどにより生体への影響は様々で、適切な光源、照

射条件を選択して使い分けることが大切である。

レーザー光を利用して外科的な治療を行うレーザーメスの歴史は古く、1980 年ごろから盛んに検討された。開発の初期には、石英光ファイバが使用できるという理由で、Nd:YAG レーザ（波長 1.06 μm ）がもっぱら使用された¹¹⁻¹³）。Nd:YAG レーザは、生体組織や水への吸収は小さく、組織深達性が大きいのが特徴である。従って熱作用の及ぶ範囲は比較的広く、熱凝固層は厚くなる。このことは止血効果という点ではメリットとして作用するが、周囲組織まで及ぶ熱影響を考慮した処置が必要である。

一方、Er:YAG レーザ（波長 2.94 μm ）や CO₂ レーザ（波長 10.6 μm ）などの中遠赤外レーザーは、石英光ファイバが使用できないが、レーザーと生体との相互作用は、生体内の水の吸収特性に大きく影響されるため医療用として重要な光源である¹⁴）。特に Er:YAG レーザの発振波長は、水の吸収スペクトルのピーク波長に一致し、歯牙組織を形成しているハイドロキシアパタイトの水和殻に強く吸収されて結合を解き、組織を炭化させることなく切削できる。軟組織においては、Er:YAG レーザは、組織表面の水に強く吸収されてしまうため厚い凝固層を伴う切開はできない。これに対し CO₂ レーザは、Nd:YAG レーザのように組織深くまで深達することがなく、ある程度の止血効果を有しながら切開することができる。

図 1 に現在市販されている Er:YAG レーザおよび CO₂ レーザ治療器を示す¹⁵）。Er:YAG レーザは歯科分野で、CO₂ レーザは耳鼻咽喉科分野で主に用いられており、前者は硬組織用、後者は軟組織用として使い分けがなされている。ともに中空導波路が使用されている。



図 1 Er:YAG レーザ治療器および CO₂ レーザ治療器¹⁵⁾

Nd:YAG レーザおよび CO₂ レーザの治療器は 1980 年に薬事承認され、これを契機としてレーザー治療の検討が活発になされた。CO₂ レーザ治療器は、脳神経外科分野において多関節ミラーを伝送系とする実用機の開発¹⁶)も見られたが、多くが石英光ファイバを使用した Nd:YAG レーザによる蒸散・凝固作用を利用したものであり、内視鏡的早期癌治療の臨床研究が本格的に実施された。これらの臨床研究を経て様々な検討が進められたが、「レーザー照射による癌の蒸散・凝固治療では切除標本が得られず、癌の組織型や深達度、および局所根治の可否判定はできない」という見解が次第に認知されるようになった¹⁷)。また 2016 年発出の薬生機審発 0629 第 4 号でも、「レーザーによる蒸散又は凝固は、切除又は核出のように組織の摘出ができず、組織学的評価が困難であるため、根治を目的とした悪性腫瘍の蒸散又は凝固には用いないこと」を禁忌・禁止事項とすることを求めている。このような理由からレーザーを用いた癌の焼灼・蒸散による治療は急速に衰退し、これに代わり内視鏡の普及とともに、様々な構造・機能をもつ高周波電気メスが登場しエネルギーデバイスとして使用されてきた。

現在の癌治療においては、病変部の焼灼・蒸散ではなく、病変部とその周辺組織を一括切除することが求められている。内視鏡やロボット治療においてレーザーメスが再び復活するには、従来のように焼灼や蒸散を利用したレーザー特有の治療法としてではなく、金属メスや電気メスのように単なる切開や切除を行う道具として捉え、レーザーのメリットを最大限に引き出し、繊細で低侵襲な施術法のニーズに適合したデバイスの開発とその使用法の確立が必要である。

3. 赤外レーザー光伝送用中空導波路

内視鏡やロボット治療において、レーザーをエネルギーデバイスとして利用するには、体腔内の狭空間にレーザー光を導き、よりフレキシブルで極小曲げに耐えられる伝送路が必須である。ミラーを用いた多関節型の伝送光学系では、内視鏡スコープ内に挿入できないし、施術者の望む繊細な動きを施術箇所までうまく伝えられない。前述のように CO_2 レーザ光の伝送には通常の石英光ファイバが使えないため、これまで様々な赤外光伝送用の導波路が検討されてきた。石英に代わる材料として、カルコゲナイド系ガラス材料や銀ハライド系結晶材料なども検討されたが、化学的、物理的特性が不安定で、また可視光を伝送できない、あるいは毒性材料を使用するなど材料固有の課題が十分解決されず、一部の応用分野を除いて広く普及しているとは言い難い。これらの充実型赤外ファイバに対し、伝送媒質の材料探索ではなく、導波構造の観点から伝送手段を見出すべく様々な構造の中空導波路が発案された。

中空導波路は、中空領域を形成する境界面での反射率を高め、中空コア内に光エネルギーを閉じ込めて伝搬させるものである。伝搬領域が屈折率1の空気からなるため、充実型光ファイバと異なり、内壁境界面において全反射条件を満たさない。光は境界面において反射を繰り返すごとに外側領域へ漏洩するが、この漏洩する光エネルギーを閉じ込めるために、伝搬する光の波長に対し境界面での反射が最大となるように膜厚や壁面の厚さを設定する。

中空導波路は、伝搬領域が中空であるため入射端面におけるフレネル反射がなく、入射エネルギーに対する端面損傷の閾値が高く、高エネルギー伝送に適している。先端部に異物が付着することによって、端面破損や照射エネルギーが減少したりする影響も少ない。体腔内に挿入するとき、中空コア内部へ体液などの汚染物質の侵入が懸念されるが、陽圧なエアを入射側から僅かに流入してやれば、汚染物質の侵入を防止することができる。図2に代表的な中空導波路を示す。構造や材料が異なる様々な中空導波路が開発されている。

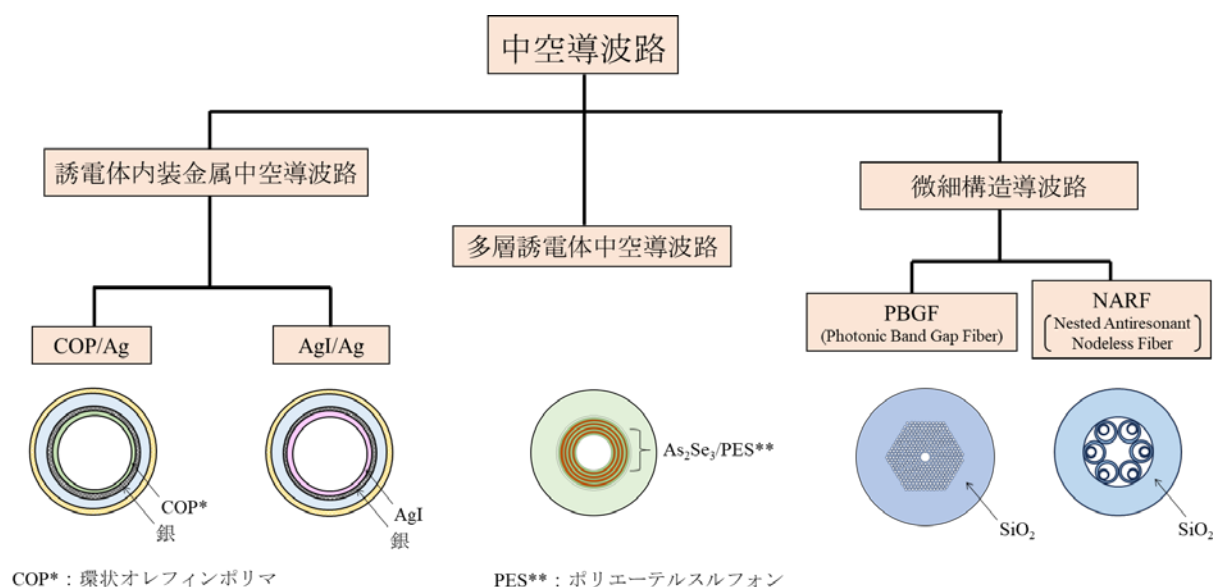


図2 赤外光の伝送を可能とする様々な中空導波路

誘電体内装金属中空導波路は、金属層の内側に伝送光の波長帯で透明な誘電体層を内装したもので、東北大学¹⁸⁻²⁰⁾、Tel Aviv Univ.²¹⁾、Rutgers Univ.²²⁾において先駆的研究がなされた。赤外領域においては、金属材料の複素屈折率の大きさが非常に大きくなるという特性を利用して、特に銀が最良の材料として選ばれる。さらにその内側に形成される誘電体材料は、環状オレフィンポリマ COP (Cyclic Olefin Polymer) を用いたもの (COP/Ag 導波路) や、銀層の一部をヨウ化して AgI 層を用いたもの (AgI/Ag 導波路) が実用化されている。それぞれ石英ガラスキャピラリの内壁に銀鏡めっきにより銀層を形成し、その後ポリマ溶液やヨウ素溶液を流入して形成される。大がかりな製造装置を必要とせず、数 m の長さの導波路を容易に製作することができる。

COP/Ag 導波路は、内装誘電体としてポリマ材料を使用する。そのため有機物固有の赤外吸収ピークが存在し、この吸収ピーク波長に一致する光は伝送できない。しかし Er:YAG レーザや CO₂ レーザの波長帯では顕著な吸収ピークはなく、またガイド光として可視光を重畳して伝送させることが可能である。

AgI/Ag 導波路は、AgI は赤外領域における吸収ピークは存在しないが、可視領域における透明性が低く、また短波長の光に対して感光性があるため可視光を重畳して伝送することは通常想定していない。そのため中空領域とは別に、その母材となる石英キャピラリの円環ガラス部に可視光を伝送させる導波路が試みられている²³⁾。Er:YAG レーザ治療器への適用実績はあまりないが、CO₂ レーザ光に対しては COP/Ag 導波路とほぼ同等の透過率が得られ、Boston Scientific Corp. (旧 Lumenis Ltd.) 製の CO₂ レーザ治療器²⁴⁾を始め、多くの医療機器メーカーが採用している。

フレキシブルな導波路には、母材材料として一般には石英ガラスキャピラリが用いられているが、ステンレスパイプの内壁に銀層および誘電体層を内装させたりジットで短尺な中空導波路も、フレキシブル導波路の出射端に接続される先端チップやレーザプローブとして採用されている²⁵⁾。

多層誘電体中空導波路は、よく知られたブラッグの法則に基づくもので屈折率の異なる 2 種類の誘電体層によって構成され、MIT のグループによって開発された²⁶⁾。高屈折率材料として As₂Se₃ ($n = 2.8$) を、低屈折率材料として PES (Polyether Sulphone) ($n = 1.5$) を交互に多層積層しており、主に CO₂ レーザ光の伝送を目的とし可視光は伝送できない。内装する誘電体材料に吸収がなければ、理論的には総数を増やすほど低損失になるが、実際には波長 10.6 μ m において As₂Se₃ では 7 dB/m、PES では 10⁵ dB/m 以上の損失があり多層化の総数には限界がある。この導波路は製造装置が大がかりで誰でも簡単に製作することは困難であるが、多層化した中空母材を製作してしまえば、線引き技術を用いることができるので長尺化は容易で可撓性にも優れている。MIT の技術を引き継いだ OmniGuide Inc. が、医療分野において積極的に展開している²⁷⁾。

微細構造中空導波路は、Univ. of Bath などのグループが先導して開発を進めてきたもので、中央部の中空領域を囲んで多数の小さな空孔を周期的に配置し、2 次元フォトニック構造を形成した PBGF (Photonic Band Gap Fiber)²⁸⁾や、さらにその構造および製法上の類似性から発想しガラス壁で囲まれた中空領域内部に別のガラス壁を成す中空領域を形成し、入れ子構造にした反共鳴ノードレス構造の NANF (Nested Antiresonant Nodeless Fiber)²⁹⁾が開発されている。これら微小周期構造をもつ中空導波路は、通常石英材料と空孔だけで導波構造を形成している。光エネルギーのほとんどが中空領域に集中して伝搬するので、充実型石英光ファイバよりも長波長の赤外光の伝送が可能で、Er:YAG レーザ光の導波路も実現されている³⁰⁾。しかしさらに長波長の 4.5 μ m 以上では、薄い隔壁といえども石英ガラスの吸収損が無視できない。そこで CO₂ レーザ光を伝送するために、赤外波長域でより透明性が高いカルコゲナイドガラスを用いた導波路が上市されている³¹⁾。余談になるが現在これらの導波路は、医療目的というよりも、むしろ光伝搬の速度に着目した光通信の分野で注目されている。物質中を伝搬する光は、その屈折率が大きいほど遅延する。伝搬領域を屈折率が 1 の中空とすることで、通信速度の低レイテンシを実現できるのも中空導波路の特徴の一つである。超高速データ通信を生かした金融取引など医療とは全く異なる分野で注目されており、Univ. of Southampton からスピニアウトした Lumenisity Ltd. を Microsoft Corp. が買収したことで話題となっている。

以上、中空導波路といっても様々な材料、構造をもつものが存在する。医療用として内視鏡やロボットとともに使用する場合、単に低損失な伝送を可能とするだけでなく、化学的安定性、機械的強度、生体適合性、耐パワー性などの諸特性も考慮しなければならない。狭い空間に挿入し、かつ光源からのレーザー光を効率よく導波路に励振するためには、内・外径の寸法も大切な仕様である。また赤外レーザー光は目に見えないため、ガイド光として可視光を重畳させて伝送させることは、導光路の健全性をモニタリングし、また施術者にとって照射ポイントをより正確に確認する上でも重要である。

4. 内視鏡下レーザー治療の新たな試み

CO₂ レーザ光を中空導波路により伝送し、これをエネルギーデバイスとして内視鏡的粘膜下層剥離術 ESD (Endoscopic Submucosal Dissection) への適用が検討された^{32,33)}。ESD は、早期消化管癌を対象とする患者への負担が少ない低侵襲な治療法で、その手順は、まず初めに切除対象とする癌病変部周辺をマーキングし、粘膜下層に生理食塩水やヒアルロン酸ナトリウム溶液の注入材を局注して病変部を隆起させる。そしてマーキングした外側の粘膜層を切開し、続いて粘膜下層を剥離して癌とその周辺部を一括切除する。エネルギーデバイスとしてレーザを用いても、その手順は従来の電気メスを用いた場合と変わらない。

CO₂ レーザ光を伝送する中空導波路は、内／外径が 0.53／0.65mm の石英ガラスキャピラリ内壁に銀および COP の薄膜を内装したものが使われた。図 3 に中空導波路を外装したレーザ処置具外観および断面構造図を示す。処置具は、中空導波路の内部に体液等の異物が浸入しないように、中空領域に微量なエアーを流入させ、また中空導波路の外側はレーザ光損失による発熱を抑えるため常温の水を循環させている。図 4 に、この処置具を内視鏡スコープに挿入したときの先端部を示す。レーザ処置具（外径 2.8 mm）は、従来の電気メス処置具と同様に内視鏡スコープの鉗子口（孔径 3.2 mm）に挿入して使用する。市販されている通常の上部消化管内視鏡スコープの先端部は最大 210°まで曲げられ、このとき中空導波路の中心曲げ半径は約 15mm 程度となる。このレーザ処置具先端部を半径 15mm に曲げた状態で、出射光出力 15W（透過率約 50%）、1 時間以上の連続伝送を実現している。

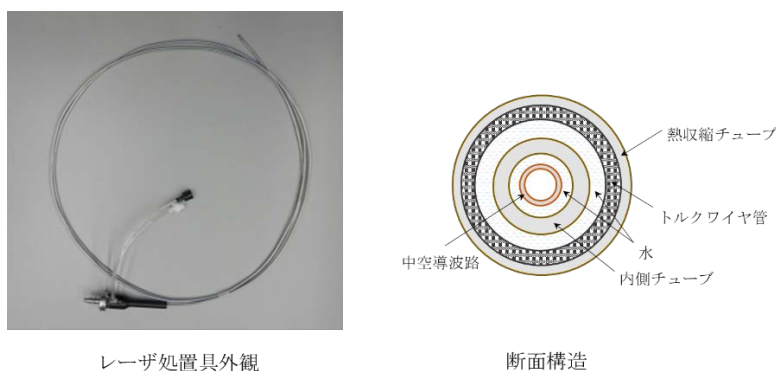


図 3 レーザ処置具の外観と構造



図 4 レーザ処置具を挿入した内視鏡スコープ先端部

図 5 は、従来の高周波電気メスと CO₂ レーザによる ESD を比較した模式図である。粘膜下層に局注する注入材は、癌病変部を隆起させるだけでなく、CO₂ レーザにおいては光を強く吸収し深部へ達する過度な熱損傷や穿孔のリスクを低減する働きも兼ねる³⁴⁾。また図 6 は高周波電気メスと CO₂ レーザによる生体ブタの胃部粘膜層の切開の様子を示したものである。電気メスはその先端の電極を組織内に挿入し接触させて切開するのに対し、レーザー光は、処置具先端から真っ直ぐに照射され、照射位置を正確に特定しながら非接触で切開できるので施術部の状況も把握しやすい。モノポーラの電気メスでは、予測できない電気抵抗の低い方に放電切開されるが、レーザーでは直進性により切開の方向が予測しやすい。

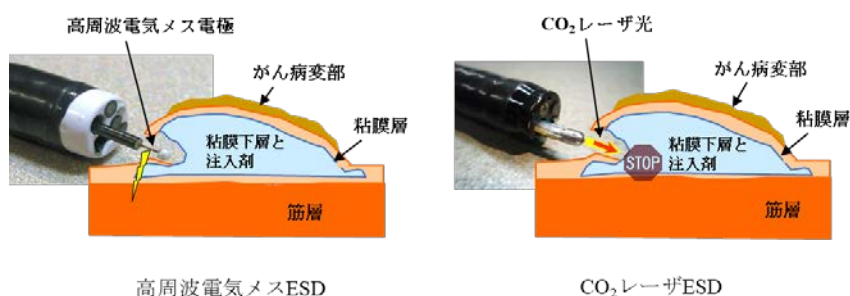


図 5 高周波電気メスによる ESD と CO₂ レーザを用いた ESD の比較

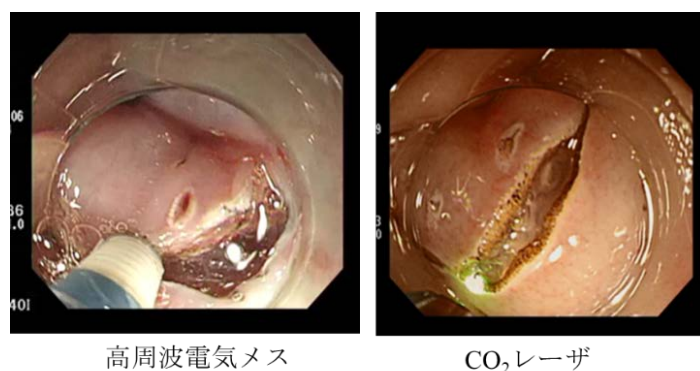


図 6 高周波電気メスと CO₂ レーザによる生体ブタ胃部粘膜層の切開の様子

生体ブタを用いた ESD の手技において、食道や大腸部位の施術に必要な CO₂ レーザ光の照射パワーは、概ねマーキングで 1～2W、粘膜層の切開、粘膜下層の剥離で 3～6W 程度であり、胃部では組織壁が厚いので、マーキングで 2～5W、粘膜層の切開、粘膜下層の剥離で 3～12W 程度であった。施術に必要なレーザーパワーは、線維化などの組織の状態や、組織が牽引されているかどうかによっても変化する。組織を牽引しながらの切開・剥離は、視野が確保できるだけでなく、より低出力で滑らかに施術できる。

中空導波路は、充実型光ファイバよりも出射ビーム拡がり角は小さく、そのため出射側に特別な集光レンズを用いずとも、適度なパワー密度と切開幅で処置することができる。かつては 5mm 程度の比較的大きなビーム径のレーザー光を病変部に真上から照射して、出血を封じ込めながら腫瘍部全体を蒸散消滅させる施術が行われたが、このような焼灼・蒸散では少なくとも 60W 以上の出力が必要となる¹⁶⁾。これに対し小さなビーム径で切開・剥離する施術では、それほど大きなパワーを必要としない。投入されたレーザーエネルギーは、全て熱に変換されるので、レーザー光自体が深く深達しなくても熱伝導により正常組織まで損傷領域が広がる恐れがあるので、照射エネルギーは必要最小限に抑えるべきである。

前記の生体ブタを用いた前臨床試験において、レーザをエネルギーデバイスとして用いた場合の優劣をまとめると以下ようになる。

- ・レーザ処置具による切開は非接触であるので、施術部分の状況を把握しやすい。
- ・レーザ光は、処置具先端から真直ぐ出射され切開方向が予測できる。一方モノポーラの電気メスは、処置具電極と対極板間で電気抵抗の低い方にランダムに電流が流れ放電方向の予測が難しい。
- ・レーザ光は、連続照射により切開速度が速い。電気メスは、モノポーラの場合は比較的速く切開できるが、ハサミ型のバイポーラではこれよりも遅い。
- ・レーザ光は、パルスの照射ではないので、病変部を取り除いた部分（潰瘍底）の損傷が比較的小さく、穿孔リスクを低減できる可能性がある。また病理に使う組織片もきれいに採取できる³²⁾。
- ・レーザ光は、水分によく吸収され表層部から順次切開される。正常組織への侵入が小さく、電気メスと比較して熱変性領域を小さくできる³⁵⁾。
- ・レーザ光は、ある程度の止血効果を有しながら切開が可能である。但し出血部を挟み込んで止血する専用のバイポーラ止血鉗子にはかなわない。レーザ処置具専用の止血チップも考案されている³²⁾。
- ・電気メスは、ニードル型、フック型、ハサミ型など多種多様な処置具が用意されており、術者の好みや施術状況に合わせて選択できる。また価格も比較的安価である。

施術時間や熱損傷の程度、穿孔や狭窄などの合併症リスクは、術者の技量に依存し経験豊富な術者は、使い慣れた電気メスに対してレーザメスの優位性を強く感じないかもしれない。しかし経験の浅い術者ほど、レーザ処置具の使いやすさを高く評価しており、ラーニングカーブ短縮の効果が期待できる。

5. AI, ロボット, そしてレーザエネルギーデバイスとの融合

AI を搭載したロボットは、FA(Factory Automation)の分野では既に多くの実施例が紹介されており、予め決められたプログラムに従った定常的な動きではなく、種々雑多な対象物の形状、材質、色などの特徴を識別し、稼働中に臨機応変に対応できる協働ロボットの実用化も進められている。初期の段階は未熟であっても、経験とともに学習し熟練者の技能レベルを目指すAI搭載のロボットシステムも、今後医療分野において開発が期待される³⁶⁾。

前節のCO₂レーザを用いたESDでは、従来の電気メスを用いた施術と手順は同じであり、道具を電気メスからレーザに置き換えただけに過ぎない。レーザがAIやロボットと融合するとき、その優位性はさらに顕在化すると考えている。ロボットとレーザの組合せでは、ファイバレーザの出現により、材料加工の分野では既に多くの実績がある。医療分野においても、ロボットアームのエンドエフェクタにレーザ処置具を保持させたシステムについていくつかの実施例が見られる^{24, 27, 37)}。手術支援ロボットで圧倒的シェアを有しているIntuitive Surgical Inc.は、カメラと電気メスのマニピュレータを備えた単孔式手術用ロボット(Da Vinci SP)を上市した³⁸⁾。シングルポート内に収納されたこれらのインスツルメントは、それぞれ独立に駆動し狭く限られた体腔内で柔軟に操作できる。レーザを処置具として開発しているメーカーは、このDa Vinci SPに注目しているようである^{27, 39)}。カメラと把持鉗子は必須のコンポーネントで、把持鉗子により組織を牽引し、神経や血管を避けながら臓器間の疎性結合組織の微小ターゲットに正確に照準を合わせるのはレーザの得意とするところだろう。組織境界の見極めにおいて、熟練医師の正確な判断あるいはAI画像解析のサポートがあったとしても、やはり道具は大切である。

AIとレーザとの組合せは、まだ医療分野ではほとんど実績がない。しかしレーザプロセッシングの分野では、既にCPS(Cyber Physical System)の概念を取り入れAIの活用が試みられている⁴⁰⁾。材料の特性とレーザ照射条件の組合せデータを取得し、深層学習により最適な加工条件を導くものである。レーザ加工分野では、金属、ガラス、セラミック、半導体、炭素繊維に至るまで多種多様な材料が対象となっており、生体組織を対象とする医療分野でも同じようなアプローチが適用できるだろう。これにより、波長や出力だけでなく、照射時間、パルス駆動、ビーム径、パワー密度などレーザ照射

における操作パラメータがより最適化され、正常組織の熱損傷低減や止血効果向上も期待できる。内視鏡分野では日本が先行しており、AIに使用する良質な画像データが多く得られている⁴¹⁾。病理的情報だけでなく、生体組織の物理量（熱伝導率、光吸収率、密度など）のデータもアノテーションとして加えることで、どのように処置が進行していくかその過程を予測しながらの施術も可能かもしれない。

このようにAIやロボットとの融合を考えたとき、レーザーをエネルギーデバイスとする道具は、極めて相性がいいと考えている。少なくともロボットとレーザー、AIとレーザーの組合せは、既に医療分野以外のところでは先行しており、これらの先行技術を医療分野に積極的に取り入れるのは意義がある。レーザーが電気メスに全て置き換わるとは思わない。しかしAIやロボット技術が、今後医療現場で益々活躍するようになり、低侵襲治療の有力な道具としてレーザーメスが再び復活することを期待したい。

6. おわりに

冒頭、わが国が抱える3つの大きな課題について言及した。これにもう1つ加えるとすれば、医療経営の苦悩がある。手術支援ロボットは低侵襲治療に大きく貢献するのは間違いないが、高額な初期投資や維持費は、医療経営からすれば逆行する。課題解決のポイントは、医療制度の改革など多岐にわたるが、エンジニアの立場からすれば、車の自動運転や産業用協働ロボットなど既に先行している異分野技術を如何に積極的に取り込めるかにかかっていると思う。先行技術はそれが広がれば汎用技術となり、デバイス価格の上昇も抑えられる。汎用部品をそのまま医療現場で使用することは難しいかもしれないが、民間ロケットが宇宙を目指すように、医療機器開発においても従来の枠に捕らわれない取り組みが必要のように思う。

筆者は長年赤外光伝送用の中空導波路の研究開発に取り組んできた。今後もその更なる深化と普及に努め、新たな医療機器開発に僅かでも貢献できれば幸甚と考えている。

謝辞

CO₂レーザーによる内視鏡治療器の開発は、平成27年10月から平成30年3月の間に日本医療研究開発機構（AMED）の委託事業「医工連携事業化推進事業」を受けて、モリタ製作所、神戸大学、大阪大学、仙台高専、東北電子産業による医工連携、産学連携の体制のもと実施された。医学的見地から主導的にご指導頂いた神戸大学森田主紀医師をはじめ、関係各位に感謝する。また東北大学名誉教授宮城光信氏、東北大学医工学研究科教授松浦祐司氏には中空導波路の開発に際し、貴重なアドバイスを頂いており、ここに感謝の意を表す。

参考文献

- 1) 厚生労働省：令和5年版厚生労働白書 一つながり・支え合いのある地域共生社会－（2023）。
- 2) 厚生労働省：令和4(2022)年度国民医療費の概要（2024）。
- 3) 厚生労働省：令和5年薬事工業生産動態統計年報（2024）。
- 4) ㈱AIメディカルサービス ウェブサイト（<https://www.ai-ms.com/#production>）。
- 5) オリンパス医療 ウェブサイト（<https://www.olympus-medical.jp/product/ai/endobrain>）。
- 6) アナウト㈱ ウェブサイト（https://anaut-surg.com/eureka_alpha）。
- 7) ㈱Jmees ウェブサイト（<https://www.jmees-inc.com/product/>）。
- 8) ㈱メディカロイド ウェブサイト（<https://www.medicaroid.com/product/hinotori/>）。
- 9) リバーフィールド㈱ ウェブサイト（<https://www.riverfieldinc.com/products/p01/>）。
- 10) 朝日サージカルロボティクス㈱ ウェブサイト（<https://asahi-surgrob.com/products/>）。
- 11) 伊藤克昭，杉浦弘，平岡義章，加納知之，春日井達造：“胃腫瘍に対する内視鏡的レーザー治療，” *Gastroenterological Endoscopy*, 23(11), pp. 1517-1529 (1981)。
- 12) 並木正義，原田一道，水島和夫：“レーザー内視鏡による消化管癌の治療，” *日レ医誌*, 6(2), pp. 1-6

(1985).

- 13) 小黒八七朗：“消化管とレーザー内視鏡,” *Gastroenterological Endoscopy*, 28(suppl.), pp. 2888-2891 (1986).
- 14) 岡上吉秀, 本郷晃史：“レーザー技術の医療現場への展開－Er:YAG レーザーと CO₂ レーザーの新たな応用－,” レーザー学会第 534 回研究会 (2019).
- 15) 榊モリタ製作所 ウェブサイト (<https://www.morita.com/jmmc/ja/products/laser-equipment-overview/>).
- 16) 滝澤利明：“炭酸ガスレーザーメス実用機開発の歴史を振り返って,” *日レ医誌*, 38(2), pp. 76-81 (2017).
- 17) 鈴木博昭：“序説 ESD が変えた内視鏡医療－ESD 開発前夜から今後の展望まで－,” *消化器内視鏡*, 26(9), pp.1209-1211 (2014).
- 18) M. Miyagi, A. Hongo, and S. Kawakami: “Transmission characteristics of dielectric-coated metallic waveguide for infrared transmission – Slab waveguide model –,” *IEEE J. Quantum Electron.*, QE-19, pp.136-145 (1983).
- 19) M. Miyagi and S. Kawakami: “Design theory of dielectric-coated circular metallic waveguides for infrared transmission,” *J. Lightwave Techn.*, LT-2, pp.116-126 (1984).
- 20) 本郷晃史：“赤外用中空ファイバーとその応用,” 第 113 回微小光学研究会, *Microoptics News*, 27, pp. 39-44 (2009).
- 21) N. Croitoru, J. Dror, and I. Gannot, “Characterization of hollow fibers for the transmission of infrared radiation,” *Appl. Opt.*, 29(12), pp.1805-1809 (1990).
- 22) J. A. Harrington, *Infrared Fibers and Their Applications*, SPIE Press, Washington (2004).
- 23) C. Jing, W. Kendall. J. A. Harrington, “A simple way to establish a dual-core hollow fiber for laser surgery applications,” *Proc. of SPIE*, Vol.9702, 9702D (2016).
- 24) Boston scientific Corp. ウェブサイト (<https://www.bostonscientific.com/en-US/products/co2-laser-systems.html>).
- 25) A. Hongo, M. Ohkawa, N. Shiina, and S. Sato, “Small-diameter hollow waveguides based on silver-clad stainless steel tube for infrared laser light transmission,” *Proc. SPIE*, 8218 (2012).
- 26) B. Temelkuran, S. D. Hart, G. Benoit, J. D. Joannopoulos, Y. Fink, “Wavelength-scalable hollow optical fibers with large photonic band gaps for CO₂ laser transmission,” *Nature*, 420, pp. 650-653 (2002).
- 27) OmniGuide Inc. ウェブサイト (<https://www.omni-guide.com/technology/co2/robotics/>).
- 28) J. C. Knight, J. Broeng, T. A. Birks, and P. St. J. Russell, “Photonic band gap guidance in optical fiber,” *Science*, 282, pp.1476-1478 (1998).
- 29) F. Poletti, “Nested antiresonant nodeless hollow core fiber,” *Optics Express*, 22(20), pp. 23807-23828 (2014).
- 30) A. Urich, R. R. J. Maier, B. J. Mangan, S. Renshaw, J. C. Knight, D. P. Hand, and J. D. Shephard, “Delivery of high energy Er:YAG pulsed laser light at 2.94 μ m through a silica hollow core photonic crystal fiber,” *Optics Express*, 20(6), pp. 6677-6684 (2012).
- 31) IRFlex Cop. ウェブサイト (<https://irflex.com/products/hollow-core-fiber-with-anti-resonant-arches-hc-ara-fiber-patented/>).
- 32) 森田圭紀, 有吉隆佑, 本多典広, 間久直, 栗津邦男：“消化器科領域の炭酸ガスレーザー –より安全な内視鏡的粘膜下層剥離術を目指した, 炭酸ガスレーザーを用いた新たな展開–,” *日レ医誌*, 38(4), pp. 413-420 (2018).
- 33) 本郷晃史：“内視鏡治療で使用する CO₂ レーザー光伝送用中空ファイバー,” *日レ医誌*, 41(1), pp. 2-8 (2020).

- 34) 石井克典, 小畑大輔, 間久直, 渡辺聡, 山田啓一郎, 寺田隆哉, 森田圭紀, 久津見弘, 東健, 栗津邦男, “炭酸ガスレーザーによる選択的粘膜層切開および低侵襲粘膜下層剥離 ～基礎相互作用を治療機器開発及び臨床研究へ橋渡し～,” レーザー研究, 39(2), pp. 111-117 (2011).
- 35) T. Noguchi, H. Hazama, T. Nishimura, Y. Morita, K. Awazu: “Enhancement of the safety and efficacy of colorectal endoscopic submucosal dissection using a CO₂ laser,” Lasers in Medical Science, 35(2), pp.421-427 (2020).
- 36) 小坂太一郎, 足立智彦, 江口晋: “AI 搭載ロボット型手術支援システムの開発,” 手術, 78(5), pp.777-783 (2024).
- 37) H. C. Lee, N. E. Pacheco, L. Fichera, and S. Russo: “When the End Effector Is a Laser: A Review of Robotics in Laser Surgery,” Adv. Intell. Syst. 4, 2200130(pp.1-23) (2022).
- 38) Intuitive Surgical Inc. ウェブサイト (<https://www.intuitive.com/en-us/products-and-services/da-vinci/systems/sp>).
- 39) T. Ross, N. S. Tolley, Z. Awad, “Novel Energy Devices in Head and Neck Robotic Surgery – A Narrative Review,” Robotic Surgery: Res. & Rev., 7, pp. 25-39 (2020).
- 40) S. Tani, Y. Kobayashi, “Ultrafast laser ablation simulator using deep neural networks,” Scientific Reports 12:5837 (2022).
- 41) 竹下修由, 伊藤雅昭, “AI 活用のための内視鏡手術データベースの構築,” 手術, 78(5), pp. 755-762 (2024).



本郷晃史 HONGO, Akihito
東北大学 大学院医工学研究科 学術研究員・客員教授
E-mail: akihito.hongo.d8@tohoku.ac.jp
beyond Red 有限責任事業組合 代表組合員
E-mail: a_hongo@beyondred.co.jp
URL: <https://beyondred.co.jp>