COレーザーを用いた動脈内レーザー手術装置内視鏡下in-vivo照射に関する検討(2)

荒井恒憲¹、水野杏一²、須田 亮¹、桜田真己²、岡本安裕²、宮本 明²、中川真人¹、菊地 真¹、里村公生²、五十嶋一成²、栗田 明²、中村治雄²、内海 厚³、加藤昌由⁴、竹内 清⁵

1) 防衛医科大学校医用電子、2) 防衛医科大学校第一内科、3) 三菱電線工業、4) 浜松ホトニクス、
5) フクダ電子

CO Laser Angioplasty(VI)-- In Vivo Contact CO Laser Angioplasty Under Visualization by Thin Angioscope(II)

T. Arai¹, K. Mizuno², A. Suda¹, M. Sakurada², Y. Okamoto², A. Miyamoto², M. Nakagawa¹, M. Kikuchi¹, K. Satomura², K. Isojima², A. Kurita², H. Nakamura², A. Utsumi³, M. Katoh⁴, and K. Takeuchi⁵.

1) Dept. Med. Eng., National Defense Medical College
2) Dept. 1st Int. Med., NDMC.
3) Mitsubishi Cable
4) Hamamatsu Photonics
5) Fukuda Denshi

The animal experiments which used CO laser under intra-vascular visualization by a thin angioscope in vivo is described. We developed a 6F laser angioscope catheter which had a tip steering capability by the combination of one-directional bending and rotation. We also developed a thin fiber cable which was covered by thin SUS tube with a round shaped ZnSe contact tip. These catheter and cable made it possible to get a fine contact of the tip. The condition of the contact to lesion was easily checked out by angioscopic observation of scattering materials which were generated by CO laser contact irradiation.

1. はじめに

冠状動脈のレーザー血管形成術は一部の施設で臨床試用が開始されているものの、術式・運用方法などは確立されておらず、臨床検討の結果を睨みつつ基礎検討を積み重ねていく必要がある。最大の検討項目は細径かつ屈曲した冠状動脈内で血管穿孔を防止しつつ安全にレーザー治療が行なえる技術の確立である。この検討のためには治療用レーザーの選択、照射方法、照射位置決め、穿孔防止機能の開発などを総合して考える必要がある。

発表者は、可撓性の高い赤外ガラスファイバーをエネルギー伝送路として使用できるCOレーザーの血管形成術応用の検討を進めてきた⁽¹⁾。また冠状動脈内で経

皮・経管的に安全にレーザー血管形成術を行なうために、冠状動脈内視鏡の開発を行ない、診断用冠状動脈内視鏡を実用に供してきた⁽²⁾。今回、内視鏡視野下レーザー治療の検討を行なうために、血管内視鏡を内蔵したレーザー治療用カテーテル・レーザーエネルギー伝送用ファイバーケーブルを試作し、動脈硬化家兎in vivo実験でこれらを評価した。この一連の実験で血管内視鏡レーザーカテーテルの設計指針、レーザーエネルギー伝送用ファイバーケーブルの設計指針、in vivo治療時の運用指針、が得られたので報告する。

2. 動物実験方法

WWH兎3匹、および腹部大動脈にチューブ留置・コレステロール食飼育によって作成した動脈硬化家兎2匹を実験に用いた。WWH兎の場合は頸部から胸部にかけての動脈で強い動脈硬化が見られるので、総頸動脈から逆行性に内視鏡レーザーカテーテルを挿入し、頸動脈内で照射実験を行なった。後者の家兎は腹部大動脈に強い動脈硬化が見られるので、片側の腎動脈をカットダウンして内視鏡レーザーカテーテルを順行性に腹部大動脈に挿入した。

内視鏡カテーテル先端を後述の方法で操作し、視野調整を行ないつつ、ファイバーケーブルを前進・後退させながらレーザー照射を行なった。照射したレーザーは平均波長 $5.4\mu\text{m}$ のCOレーザーで出射端出力1~2W、照射時間1s、Duty比1~2の条件の照射を繰り返し行なった。

COレーザーの伝送には、コア径 $320\mu\text{m}$ 長さ1.5mのAs-Sカルコゲン化合物ガラスファイバーを用いた。この材質のファイバーを用いたCOレーザーのエネルギー伝送に関しては以前より検討しているが⁽³⁾、最近の可撓性、透過率、伝送容量の改善は著しく、実用性は極めて高い。これらの特性の概略を表1に示す。

3. 血管内視鏡レーザーカテーテル

試作した血管内視鏡レーザーカテーテルは先端外径6F、挿入長300mmでカテーテル全体の回転操作、先端20mmの一方向曲げ操作が可能である。一方向曲げ操作のためにテンションワイヤーが一本内装されている。半円形の大きな貫通ルーメンを有しており、外径0.6mmまでの

ファイバーケーブルやガイディングワイヤーを一本挿入することが可能である。これらを挿入した状態で貫通ルーメンの隙間から視野確保に十分な生理食塩水注入ができる。また先端から25mmの所に血流遮断のために拡張外径5~6mmのポリウレタン製硬質バルーンを有する。

言うまでもなく現在の血管内視鏡の最大の問題点は視野の調整機能が十分でない点にある。現在、冠状動脈診断に試用している操作機能は有していない内視鏡カテーテル(4F)で、観察成功率約80%を得ている。しかし、血管内視鏡視野下での治療を行なう場合は、診断用の現在の血管内視鏡カテーテルよりも高度な視野調整を必要とする。この場合、現在の消化器内視鏡のような上下左右の先端の自在な動きを実現するためには、4本のテンションワイヤーをカテーテル内に装置する必要がある。しかしカテーテル先端の剛性は低くする必要があり、かつカテーテルの全体外径も6~5F以下にしなければならないので、この方式は実用的とはいえない。そこで発表者らは、気管支内視鏡、子宮内視鏡などの操作に用いられている一方向曲げと挿入部分の全体回転を組み合わせた操作法を検討することにした。この方式ではカテーテル全体の回転を行なうため、カテーテルの回転剛性を高めかつ、ガイドカテーテル内腔との摩擦の低減を計る必要があり、カテーテル構造・材質ともに設計が難しい。しかし曲げ機構がワイヤー1本のみのため、カテーテル先端の横剛性を低くでき、かつ先端を細く仕上げるのが可能になる。

先端曲げ角度を固定しつつ回転操作によって得られる内視鏡先端の状況(視野調整範囲)を図1に示した。また図2(a)~(e)に、家兎総頸動脈における実際の内視鏡画像を示した。先端曲げ角を固定しても回転操作によって、この程度の視野調整が可能である。したがって、冠状動脈内腔のように屈曲した血管内腔を内視する場合、滑らかな視野回転操作機能の付与が特に重要であると考えられる。

4. COレーザーエネルギー伝送用ファイバーケーブル

本研究では、このファイバーのケーブル構造について検討を行なった。内視鏡下レーザー手術ではファイバーケーブルを内視鏡の視野内に繰り出して照射を行なう。このため照射時には内視鏡先端からファイバーケーブルを5mm以上出すことになる。他方、蒸散予定部位へのケーブル先端の接触を行ない、かつ蒸散部位確認のためケーブルを引くことを考えると、ケーブルは内視鏡貫通ルーメン内で微妙に抜き差しが可能なが要求される。

発表者らは種々のケーブル構造を検討し、最終的に表2に示すようなケーブルを試作した。すなわち、外径550 μ m、内径450 μ mのステンレス細管をファイバーの挿

入部全長にわたって被せる方式として、抜き差し方向の剛性を高めた構造とした。またケーブル先端に外径400 μ m、厚み1mmのZnSe接触窓を取付て、ケーブル内は血液に対して密閉構造とした。このケーブル構造によって、ケーブルの接触に必要な微妙な抜き差し操作が容易にできるようになった。またこのようにファイバーを密閉するようなケーブル構造は、ファイバー溶融事故に対する安全性確保の意味からも有効であると考えられる。ケーブルの先端部分は機械的穿孔防止の観点から柔構造が望ましく、今後の検討項目であると考えている。

5. 内視鏡視野下接触照射治療の運用知見

内視鏡でレーザー照射管理を行なう場合、接触照射を用いる場合は接触面の視野が得られないので、照射位置決めが完全に行なえない可能性があった。しかし、実際にin vivoで運用してみると、接触照射が完全に行なわれると微小なdebrisと水蒸気の微小気泡の発生が内視鏡で観察された。一方完全に接触していない場合は、水蒸気の微小気泡の発生のみが観察された。この二つの状態は内視鏡画像で簡単に判別できる。特にdebrisの粒径は小さく、ライトガイドから射出される可視照明光の良好な散乱体となり、その全体体積が少ない割に光散乱によって容易に視認できると考えられる。以上のことから試験的な照射を行なえば、内視鏡で接触状態のモニターができることが明らかになった。

6. おわりに

以上のように、本報告では動物実験により、レーザー治療用内視鏡カテーテル、COレーザー伝送用ファイバーケーブルを評価しながら開発し、これらを用いて内視鏡視野下レーザー血管形成術の運用に関する知見を得た。これらの技術は現段階でも開胸下の冠状動脈形成術に使用可能である。経皮・経管的レーザー冠状動脈形成術を達成するためにはより精密な操作を長いカテーテル先端で行なう必要があり、今後も技術開発を進める必要がある。

7. 謝辞

本研究で使用した赤外ガラスファイバーは(株)非酸化物ガラス研究開発より提供を受けた。ここに謝意を表します。

本研究の一部は厚生省平成元年度がん研究助成金(1-48)の補助を受けたもので付記して謝意を表わす。

8. 参考文献

- (1) T. Arai, M. Nakagawa, M. Kikuchi, K. Mizuno, A. Miyamoto, Y. Okamoto, T. Shibuya, K. Satomura, K. Arakawa, K. Horiuchi, K. Isojima, A. Kurita, H. Nakamura: CO laser angioplasty using contact irradiation. Proc. SPIE, 1067:141-144, 1989.
- (2) K. Mizuno, T. Arai, K. Satomura, T. Shibuya, K. Arakawa, Y. Okamoto, A. Miyamoto, A. Kurita, M. Kikuchi, H. Nakamura, A. Utsumi, and K. Takeuchi: New percutaneous transluminal coronary angioscope. J. Am. Coll. Cardiol., 13:363-368, 1989.
- (3) T. Arai, M. Kikuchi, M. Saito, and M. Takizawa: Simultaneous delivery of neodymium:yttrium aluminum garnet and CO laser beams by a single As-S glass fiber. Appl. Phys. Lett., 51:1887-1888, 1987.

表1 As-S系カルコゲン化物ガラスファイバーの諸特性の進歩。

Recent Advances of Infrared fiber (As-S) for CO Laser Delivery

Flexibility	
Min. Bending of 350 μ m fiber	
18mmR	5y. ago
6mmR	present
Transmittance	
Transmittance of 1.5m fiber	
<50%	5y. ago
>80%	present
Delivery-Capability	
12kW/cm ²	5y. ago
26kW/cm ²	present

表2 試作したCOレーザー伝送用ファイバーケーブルの諸元。

Energy delivery fiber cable for CO laser angioplasty

Fiber	
Material	:As-S
Core Dia.	:320 μ m
Length	:150cm
Window	
Material	:ZnSe
Shape	:Convex-Plano
Dia.	:400 μ m
Cable Sheath	
Material	:SUS
Out. Dia.	:550 μ m
Inn. Dia.	:450 μ m
Length	:50cm

図1 試作した内視鏡レーザーカテーテルの先端操作性。

図2(a) 12時方向の視野

図2(d) 7時方向の視野

図2(b) 3時方向の視野

図2(e) 10時方向の視野

図2(c) 5時方向の視野

図2 内視鏡レーザーカテーテルの視野調整。
WWH兎・総頸動脈。