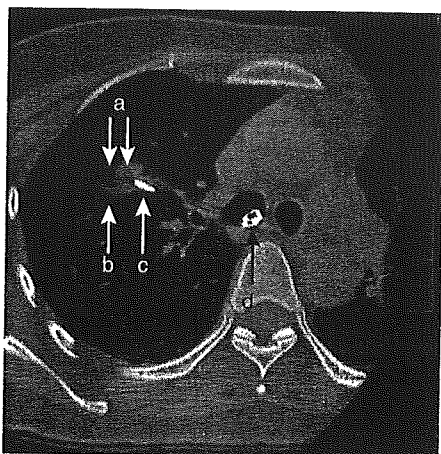


図1 高分解能CT下での病変と検査器具の位置の確認



a: 病変, b: 血管, c: 生検鉗子, d: 気管支鏡

の解決をみた。この装置の成功をうけて、内視鏡検査に特化した、ヘリカルCTに2方向X線透視装置を併置する多角的気管支鏡検査装置が開発されるにいたり、X線透視下気管支鏡検査の精度を向上して合併症を減ずるCTガイド下気管支鏡検査の基本型が完成したと考えられる。

以上の結果、径2cm以下または解剖学的に隠された位置にある肺腫瘍に対する検査として、1998年2月1日付で、高度先進医療の承認が得られた。

検査の方法

検査方法は基本的にX線透視下気管支鏡検査と同じであるが、病変への検査器具の到達を高分解能CTで確認する作業が追加される。局所麻酔下、経口的に挿入した気管支鏡でまず内腔を確認し、術前に高分解能CTで確認しておいた目的の気管支内に検体採取器具を挿入する。検査器具は多く鉗子を使用するが、これは末梢までの気管支の選択性のよさと、組織検体が採取できるためである。

末梢肺野では、術前のCT情報をもとに椎体や肺動静脈の走行を参考として病変の位置

を推定し、X線透視下に検査器具を誘導する。その後、患者をCT装置内に移動して病変と検査器具の三次元的な距離を確認し、病変に検査器具が到達していればそのまま生検操作に移る(図1)。生検操作や生検位置の微調節はCT透視下に行なってもよい。生検器具の位置が病変から離れていれば、患者をCT装置内からX線透視装置下に移動して、三次元的な位置のずれをX線透視下に補正する。その後、ふたたび患者をCT装置内に移すが、その操作を病変に到達するまでつづける。

いずれの場合でも、検体の採取部位を正確に高分解能CTで確認することが、検査の意義を高めるために重要であり、その点で、把持した病変の部位がピンポイントで確認できる鉗子は有用である。

結果

1995年12月の初回から2000年3月まで、190例、206病変に対して検査を施行した。患者は男性118名、女性72名で、年齢は23~84歳、平均45歳であった。病変の長径は0.5~6.0cmで、平均は1.66cmであった。大型の病変も一部含まれているが、縦隔に隠されたり淡かったりと、X線透視下で位置の確定できない病変である。気管支鏡の挿入から内腔の観察、生検などの後、気管支鏡の抜去までに要した平均時間は約45分であった。

検査で得られた確定診断は、肺腺がん77例、異型腺腫様過形成1例、腺腫様過形成1例、肺扁平上皮がん6例、他臓器がんの転移8例、がん4例、アスペルギルス症、アミロイドーシス1例、過誤腫5例、結核3例であった。病変への到達が高分解能CT上確認できなかったのは11例であり、残りは非特異的な結果であった。

合併症は葉間胸膜上の病変の生検時に発生した気胸の1例のみであったが、病変の状態と性状から気胸は高率に発生するとして、術

前および術中に承諾を得ていたものである。

検査の意義

CTガイド下気管支鏡検査の意義は、通常のX線透視下では位置の確定ができない病変を生検できること、通常のX線透視下気管支鏡検査に比較してより高い精度かつ安全に生検が施行できること、生検場所を特定できることから検査結果を再評価できること、開発された技術を他の医療手技に発展できることである。

そもそもX線透視下気管支鏡検査は、通常の病変においても診断率はけっして高いものではなく¹⁾、とくに2cm以下の病変では診断率が50%をこえる報告はめずらしい²⁾。単に病変を可視化するのみで検査技術をなんら補助しないCTの使用は、このような気管支鏡検査の限界の解決法とはならない。

悪性腫瘍の診断において重要なことは、「その可能性」を否定することであるが、病変の一部を採取した検体からつくられた病理標本上で、全体の一部にしかないかもしれない悪性組織を否定することにはむりがある。さらに限局性すりガラス状病変などのように、病理上悪性を示すが長期に変化しない病変も

あるなど、絶対的であるべき確定診断の意義自体にも限界がある。

診断率だけを考えれば、明らかにすぐれるのは経皮的肺針生検であるが¹⁾²⁾、気管支鏡下生検に第一選択の座を譲り渡しているのは、その合併症が理由と考えられる。気胸といえども、とくにドレナージを要すれば患者の負担は大きく、出血ではまれに、播種や空気塞栓では時に致死性である。CTを使用すると、良性を含むより危険度の低い病変が発見されるため、確定診断手技の侵襲はいつそう低く抑える必要がある。

CTガイド下気管支鏡検査は、高精度の診断の可能性を、より低侵襲で提供できる点で意義が大きい。さらに検体採取部位を高分解能CTで特定できるため、採取検体の病理診断が画像診断と矛盾しない場合には、良性診断が得られた場合にもその信頼度はより高いと考えられる。このような特徴は通常の病変に対する気管支鏡検査においても意義があり、CTガイド下気管支鏡検査の適応拡大が期待される。

CTガイド下気管支鏡検査は、末梢肺野病変に低侵襲かつ正確に到達する技術であるため、これをベースにした種々の発展が期待される。たとえば、微小肺野病変を切除すると

からだの科学 243

●特別企画 前立腺の病気 北村唯一／編

前立腺の病気は増えているか 富田京一
前立腺の病気にはどんなものがあるか 北村唯一
前立腺の病気になりやすい人はいるか 鈴木和浩・松井 博・大竹伸明
前立腺の症状チェックと検査には 伊藤貴章
どんなものがあるか 伊藤貴章
前立腺炎の治療 伊藤直樹・国島康晴
前立腺肥大症の治療 吉田正貴・前田善寛・里地 業

前立腺がんの内分泌療法 川上 理
前立腺がんの放射線治療 石川 晃・白石憲史郎
前立腺がんの手術治療 近藤幸尋・鈴木康友・西村泰司
前立腺がんの遺伝子治療 福原 浩
前立腺がんの予後とQOL 赤倉功一郎
前立腺の病気を予防する 野々村祝夫

好評発売中！
定価●1250円

きに病変の位置を示すためのマーカーを留置するCTガイド気管支鏡下バリウムマーキング³⁾や、末梢肺野の小型肺がんを局所で放射線治療するCT補助下経気管支腔内照射⁴⁾など、低侵襲かつ正確な治療関連手技の基本技術となっていくと考えられる。

しかし、検査の標準化のためにはその技術難度の問題を解決することが必須であり、検査器具や誘導補助機器の開発や自動誘導の開発が期待される。

保険診療への移行の展望

検査に必要な機器や設備、技術の限界からその施行が大きく制限されており、承認を得ている医療機関は現時点で3施設しかないなど、標準医療化、つまり保険診療への移行は容易ではないと考えられる。しかし通常の病変に対してもCTガイド下気管支鏡検査が適応されれば、患者の苦痛こそ比較的大きな気管支鏡検査ではあるが、いっそう安全で高精度、高い意義で施行可能となる。このように適応が拡大され、さらに新たな治療技術の基礎技術となっていけば、将来保険診療化され

ていくであろうと期待している。

〈参考文献〉

- 1) Schreiber G, McCrory DC: Performance characteristics of different modalities for diagnosis of suspected lung cancer, Summary of published evidence. Chest 123: 115S-128S, 2003
- 2) Wescott JL: Diagnosis of solitary pulmonary nodule, Protransthoracic needle. Journal of Bronchology 3: 324-327, 1996
- 3) Kobayashi T, Kaneko M, Kondo H: CT-guided bronchoscopic barium marking for resection of a fluoroscopically invisible peripheral pulmonary lesion. Jpn J Clin Oncol 27: 204-205, 1997
- 4) Okumura T, Kondo H, Suzuki K et al: Fluoroscopy-assisted thoracoscopic surgery after computed tomography-guided bronchoscopic barium marking. Ann Thorac Surg 71: 439-442, 2001
- 5) Kobayashi T, Kaneko M, Sumi M et al: CT-assisted transbronchial brachytherapy for small peripheral lung cancer. Jpn J Clin Oncol 30: 109-112, 2000

[こばやし・としあき/呼吸器科・内視鏡学]

[つちだ・たかあき/呼吸器科・内視鏡学]

[かねこ・まさひろ/呼吸器科・内視鏡学]

からだの科学

242

●特別企画

ペットからうつる病気

山根洋右／編

<p>動物由来感染症の現状</p> <p>狂犬病</p> <p>オウム病</p> <p>Q熱</p> <p>ネコひっかき病</p> <p>バスツレラ症</p> <p>サルモネラ症</p> <p>トキソプラズマ症</p> <p>皮膚感染症</p>	<p>山根洋右</p> <p>高山直秀</p> <p>福土秀人</p> <p>平井克哉</p> <p>塚原正人</p> <p>荒島康友</p> <p>武内可尚</p> <p>塩飽邦憲</p> <p>赤木竜也・森田栄伸</p>	<p>イヌ・ネコ蛔虫症</p> <p>エキノコックス症</p> <p>レプトスピラ病</p> <p>野生動物と人獣共通感染症</p> <p>家畜からうつる病気</p> <p>ペット輸入の現状と問題点</p> <p>ペットとのつきあい方</p> <p>感染症法改正と動物由来感染症対策</p>
		<p>福本宗嗣</p> <p>伊藤 亮</p> <p>磯貝恵美子・磯貝 浩</p> <p>神山恒夫</p> <p>吉川泰弘</p> <p>小澤義博</p> <p>丸山総一</p> <p>滝本浩司</p>

好評発売中!

定価●1350円

CTガイド下極細径気管支鏡検査

菅原明彦 土田敬明 金子昌弘 小林寿光

呼吸器科 第8巻 第3号 別刷

2005年9月発行

東京都千代田区神田司町 2-10-8

科学評論社

電話 03(3252)7741(代表)



解説

CTガイド下極細径気管支鏡検査*

菅原明彦** 土田敬明**
金子昌弘** 小林寿光**

Key Words : bronchoscopy, X ray, CT, cancer, lung

気管支鏡検査の背景

わが国における肺がん患者数は年々増加しており、厚生労働省の人口動態統計によれば、2004年には6万人近くが肺の悪性新生物で亡くなっている。肺がんの5年生存率は25~30%程度といわれるが、早期発見ができれば外科治療によって比較的高い5年生存率が期待できる。胸部X線写真による検診はそのための早期発見を目的としたものであるが、肺がんの検出能にはおのずと限界があり、また、その技術格差も否定しえなかった。最近では肺野の分解能に優れ、縦隔や横隔膜に隠されたいわゆる死角の少ないヘリカルCTが検診に利用されるようになってきているが、その結果、これまでX線写真では見つけれなかった超早期、また、微小、淡い肺がんが、非腫瘍性病変に混じり発見されるようになってきた¹⁾。

このような病変の画像診断は高分解能CTで可能であるが、画像診断を確定診断としてしまうことには問題がある。侵襲のある外科治療に踏み出すためには、病変を生検して悪性腫瘍の確定診断を得る必要もある。そのための方法としては一般的に、X線透視下で気管支鏡と生検器具(生検鉗子、ブラシ、キュレットなど)を病変まで誘導し組織を採取する気管支鏡検査、体表から病変に向けて生検針を刺入し検体を採取する経皮的肺針生検と、胸部の数か所から内視鏡な

どの器具を挿入し病変から組織を採取する胸腔鏡下肺生検、さらに実際に通常の開胸手術に準じて病変を切除する開胸生検がある。

X線透視下気管支鏡検査は気道を介して病変に達するため低侵襲であり、肺野病変の標準的確定診断法として第一選択となることが多く、良性を含めたこれらの病変の確定診断法としては望ましいと考えられる。しかし、一般に末梢の細かい気管支分岐を選択して病変に到達するための気管支鏡操作は、病変が小さくなるほど難しくなり、検査を行うことがそのまま適切な検体を採取できることを示すわけではない²⁾³⁾。とくに肺尖部や胸膜直下など、多くの気管支分岐の先にある病変や、強く屈曲した気管支を経由する病変などでは難しいといわれる³⁾⁴⁾。また、気管支鏡自体の太さや構造的な制限から、到達が困難な場合もある。さらにCTでのみ発見されるような微小病変や淡い病変はそもそもX線透視では視認困難であり、X線透視下気管支鏡検査の適応自体が疑問ともなる²⁾。

そこで末梢肺野の小型病変に対しては、経皮的肺針生検や胸腔鏡下肺生検を行うことが多くなる²⁾。しかし、経皮的肺針生検では気胸や出血などの合併症の可能性があるが、稀ではあるが穿刺経路などへのがん細胞の植込み⁵⁾や、空気塞栓の可能性もある。気胸自体は適切な処置を行えば問題ないが、胸腔チューブの挿入を行えば患者の苦痛や社会的制約は大きい。また、出血は

* CT-guided ultra-thin bronchoscopy.

** Akihiko SUGAWARA, Takaaki TSUCHIDA, M.D., Masahiro KANEKO, M.D. & Toshiaki KOBAYASHI, M.D.:
国立がんセンター〔〒104-0045 東京都中央区築地5-1-1〕; National Cancer Center, Tokyo 104-0045, JAPAN

時として危険である。さらに播種や空気塞栓は生命を脅かす。胸腔鏡下といえども全身麻酔下で経皮的に内視鏡や切除器具を挿入すれば、決して侵襲が少ないとはいえない。また、病変が微小である場合や胸膜から離れている場合は、胸腔鏡を使用しても低侵襲な生検は容易ではない。

CT検診によりこれまで以上に微小で早期の悪性腫瘍が発見されても、良性疾患を含めた病変の危険度が診断侵襲の危険度を下回っているとすれば、早期発見を行うことの意義には大きな問題がある。その点で期待される気管支鏡検査には、とくにCT発見病変に対する位置の確定や機器の操作に問題があり、その解決法としてCTの利用やより細径の気管支鏡の利用が行われるようになった。

CTガイド下気管支鏡検査

気管支鏡検査中にX線透視によって病変の確認が難しいのであれば、検査中にもCTを使用すればよいのでは、というのがCTガイド下気管支鏡検査²⁾⁶⁾の発想であるが、もともとは極細径気管支鏡を使用した低侵襲な気管支鏡検査として施行された⁷⁾。当初はCT透視⁸⁾の可能なヘリカルCTのみを使用して行われていたが、X線透視装置とCT装置が併置されたIVR-CT装置が開発されると、CT画像という2次元平面での誘導の難しさが解消され、さらにCT透視下での誘導ではなく、標準的なX線透視下気管支鏡検査に対する上乘せ効果としてCTを位置の確認に使用する、CTガイド下気管支鏡検査となった。

CTガイド下気管支鏡検査によれば、X線透視下で不明瞭な病変であっても、CTで確認可能であれば検査難度を別にすれば検査を行うことができる²⁾⁹⁾。また、組織の採取時に生検器具が確実に病変に誘導されていることを高分解能CTで確認できるため、がん細胞が検出されなかった場合にはがんの可能性をより積極的に否定できると考えられる²⁾⁷⁾⁹⁾。また、CTの断層画像で器具と血管などの位置関係を把握しやすいため、出血や気胸の可能性を軽減できる。

CTガイド下気管支鏡検査の基本的な手順として、まず検査前に薄切りCTで病変の3次元的位置を確認し、X線透視下での誘導に参考となる解

剖学的構造物、たとえば椎体や肺動静脈を、関与気管支とともに確認しておく。気管支鏡は局所麻酔下に挿入し、通常気管支鏡検査に準じて気管支内腔の観察を行う。続いてX線透視下で気管支鏡および生検器具を病変があると推定された位置まで誘導する。生検器具が目的の位置に到達したと判断されたら、そのまま患者をCT内に移し、CT透視や薄切りCTによって病変と生検器具の3次元的位置関係を確認する。位置がずれている場合には、近ければそのままCT透視下に、遠ければX線透視装置に患者をいったん戻して位置のずれを3次元的に補正する。最終的に病変に到達したことを薄切りCTによって確認した後、CT透視下で組織を採取する²⁾⁶⁾。

この手順からもわかるように、通常気管支鏡検査に比較してCT内への患者の移動や撮影の時間が必要なことから、全体の検査時間が長くなることが指摘されている⁹⁾。しかし、X線透視下に位置の確定ができない病変は、通常のX線透視下気管支鏡検査では生検することが難しいことを考え、また、対象とする病変が異なっていることを考えれば、直接比較は難しいと考えられる。通常気管支鏡検査に比べるとCTを使用する術者の被曝も増えると考えられるが、これについては術者がCTのX線照射野内で操作を行うCTガイド下肺針生検と比較して、CTガイド下気管支鏡検査では術者がX線照射野から距離を取ることを考えれば、その被曝は比較的少ないと考えられる⁹⁾。また、上述のようにX線透視下気管支鏡検査では生検が難しい病変もあるため単純比較は難しく、X線透視下で位置の確定が難しい病変を時間をかけて確認することを考えれば、CTの使用は透視時間の短縮、つまり被曝の低減をもたらすとも考えられる。

一方、CTをガイドとして用いても気管支鏡操作技術を補助するわけではなく²⁾、通常病変でも到達が容易ではない気管支鏡検査では、そのまま検査を行うのは難しいことは事実である。さらにIVR-CT装置などの複雑な設備が必要となることから、どこの施設でも簡単に行える検査ではないという問題もある¹⁾。

このようにCTガイド下気管支鏡検査は、気道を通して低侵襲に行えるという気管支鏡検査の利

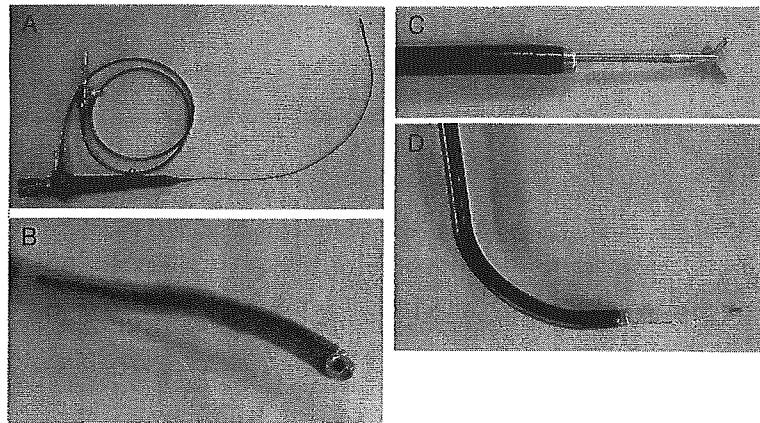


図1 極細径内視鏡の一例(PENTAX社製FB-8V)
挿入部外径2.8mm,有効長600mm,全長900mmで,1.2mm径の生検用チャンネルを有する。

A:全体の外観. B:挿入部先端. C:先端から出された生検用鉗子.
D:湾曲した挿入部から出されたブラシ.

点を保ちつつ,高分解能CTによって微小な病変とその中の生検部位を明確に確認することを可能とし,これらによって気管支鏡検査の対象を広げるとともに,検査の正確さや効果,安全性の向上に貢献している.ただし,病変への到達が難しいという問題は依然残されている.なお,当検査は現在高度先進医療として施行されている.

CTガイド下極細径気管支鏡検査

末梢肺野病変への到達が難しいという問題への対策のひとつとして,これまで以上に細い内視鏡,すなわち極細径気管支鏡(図1)を使用することは想像に難くない.通常気管支鏡の挿入部外径は6mm前後であったが,最近では電子気管支鏡といえども5mm近い外径となってきた.さらにこれを3mmとする極細径気管支ファイバースコープが開発され,より末梢の気管支まで誘導することができる¹⁰⁾とともに,生検器具などを通すためのチャンネルも存在するため確定診断用検体の採取が可能である.

挿入性に関しては当然直視下で末梢気管支までの挿入と誘導が可能であり,たとえば外径5mm程度の気管支鏡と比較して外径2.8mmの極細径気管支鏡の挿入性では気管支次数にして最大5次,観察性では最大4次の違いがあったとの報

告¹⁰⁾がある.また,基本的なことではあるが,気管支鏡自体が細いため患者の苦痛が少ないという利点もある⁷⁾.

このような誘導操作を補助する極細径気管支鏡と,前述のCTによるガイドを組み合わせたものが,CTガイド下極細径気管支鏡検査である. CTガイドによって病変の位置を明確に確認でき,極細径気管支鏡によって通常径の気管支鏡では挿入が難しい場所にも挿入できるため,気管支鏡から病変までの生検器具の誘導距離が短縮され,術者の負担は大きく軽減される.

一方,問題点としては,極細径化の結果鉗子チャンネルが一層細径化し,使用できる鉗子のサイズが小さくなるため,一度に採取できる検体量が少なく,そのため複数回の採取が必要となることがある¹¹⁾.これについては極細径気管支鏡が病変近くまで挿入されていれば,採取を繰り返すことは容易である.しかし,病変が気管支に露出していれば検体採取は容易であるが,気管支壁を介した先に病変が存在する場合は,極細径気管支鏡に挿入可能な微細な鉗子で気管支壁を破壊して検体を得るのは難しい.

また,極細径気管支鏡では視野角が制限され解像度も低く,また,比較的柔らかいため気管支内壁との摩擦により回転操作のトルクを先端まで伝えにくくなり,先端の屈曲力も弱まるた

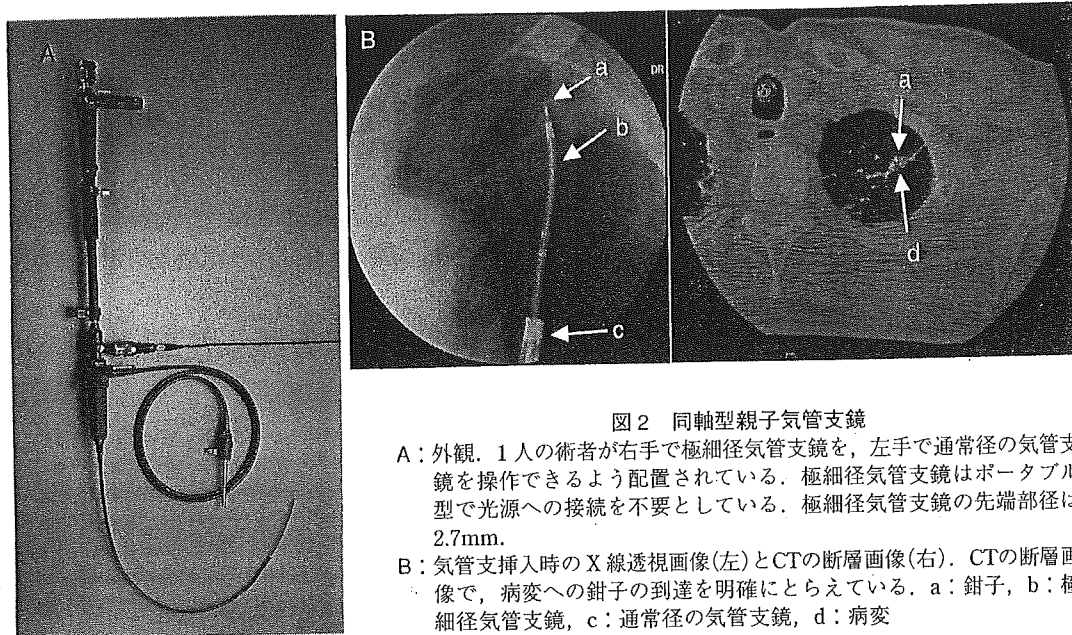


図2 同軸型親子気管支鏡

- A: 外観. 1人の術者が右手で極細径気管支鏡を, 左手で通常径の気管支鏡を操作できるように配置されている. 極細径気管支鏡はポータブル型で光源への接続を不要としている. 極細径気管支鏡の先端部径は2.7mm.
- B: 気管支挿入時のX線透視画像(左)とCTの断層画像(右). CTの断層画像で, 病変への鉗子の到達を明確にとらえている. a: 鉗子, b: 極細径気管支鏡, c: 通常径の気管支鏡, d: 病変

め, 通常径の気管支鏡に比べ操作性が低下する. 太い気管支内では気管支壁からの支えが得られないため, 気管・気管支内で極細径気管支鏡が不安定となる問題もある. また, 操作中に損傷を受けやすい.

これらの問題に対しては, 親となる気管支鏡の鉗子チャンネルに極細径気管支鏡を挿入して使用する, 同軸型親子気管支鏡も1999年に開発された(図2). この装置では極細径気管支鏡の操作部が親気管支鏡内に収まっているため, 極細径気管支鏡の回転操作のトルクを含め細かい操作を先端まで正確に伝えやすく, 特殊な接続機構を介して一体化するため極細径気管支鏡の損傷も防ぎやすくなる. 外側の通常径の気管支鏡を用いれば広い視野角かつ高い解像度で観察可能であり, 太い気管支内で極細径気管支鏡が不安定となる問題も解消される. 加えて操作は1人の術者によって可能となるなど利点も多いが, この方法によっても採取できる有効な検体量は限られており, 問題の十分な回答とはなりえなかった.

ところで極細径気管支鏡では末梢肺野病変まで多くの気管支分岐を通過する必要があり, 直視下のみでは気管支鏡の挿入方向や病変との位置関係を把握しにくい場合がある¹²⁾. しかし, 確

認のためX線透視やCTの撮影を繰り返すことは検査時間の制約からも困難である¹²⁾とともに, 気管支分岐を通常の気管支より末梢まで直視できるという極細径気管支鏡の特徴を十分生かしていないことともなる. そこで検査に先立ち撮影した高分解能CT画像に基づいて, 病変までの気道ルートの仮想気管支内腔画像をコンピュータであらかじめ作成しておき, 検査中のガイドマップとして使用方法もある¹²⁾¹³⁾. 作成された仮想気管支内腔画像からは, CTの断層画像のみからでは術者が理解しにくい気管支分岐の角度や気管支の走行方向, 形態的特徴など, 誘導に有用な情報を得ることができるとされる¹²⁾. また, X線透視やCTの撮影回数を省けるため検査時間が短縮可能で, 患者の苦痛の軽減にも繋がる¹³⁾.

ただし, 注意を要する点としては, CTの画像から仮想気管支内腔画像を作成するためにはCTの画像において画素の輝度値の閾値を適切に設定する必要があり, その調整が不十分であると分岐を描出できない場合や実在しない偽的分岐を作り出す可能性もあることである¹³⁾. また, 2次元の高分解能CTでも気管支内腔の確認は難しく, 仮想気管支鏡で実際に内腔を確認できるのは, 気管支拡張症例を除けば限られると考えられる. また, 通常の気管支鏡検査のように病変

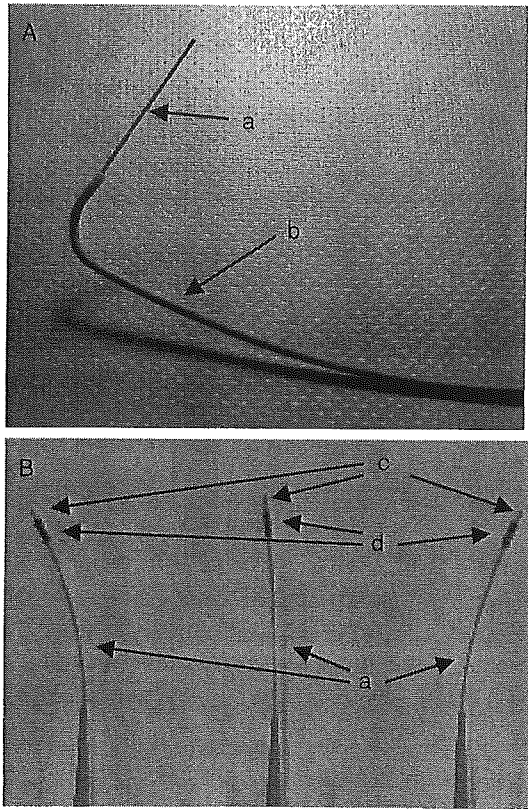


図3 外径1mmを切る微細内視鏡

- A: 5 Fr. のカテーテルに挿入した様子。微細内視鏡はカテーテル形状に沿って屈曲する。
 B: 先端に小型磁石を装着した微細内視鏡。磁場を加えて屈曲が可能となる。
 a: 微細内視鏡, b: カテーテル, c: 小型磁石, d: 連結部(熱収縮チューブを使用しているため、径が太くなっている)

に關与していない全体の気道系を觀察すれば、極細径気管支鏡のみでは相対的な解像度や視野角が十分ではないために、診断能の低下が懸念される。

ところでCTガイド下気管支鏡検査の形態として、CTの利用を単に通常のX線透視の補助とした場合には、通常のX線透視下気管支鏡検査に比較してなんらのマイナス点は発生しない。しかし、X線透視を使用せずにCT透視を多用すれば、X線被曝量がいたずらに増加する可能性がある。また、画像診断を含めた臨床上で悪性疾患と診断されていることを確認するために検査を行う場合は、単にX線透視下にブラインドで擦過細胞診を行えばよいとの考えもあり、CTのみ

を使用する検査形態での適応には配慮が必要である。このような点から、CTに極細径気管支鏡を組み合わせた検査は、通常のX線透視下気管支鏡検査とは異なる概念の気管支鏡検査であるかもしれない。

いずれにしても極細径気管支鏡は、これまで挿入が難しかった末梢肺野病変へも誘導を可能とし、それによって気管支鏡検査の対象をさらに広げ、また、患者の苦痛を減らすことに貢献していることも事実である。今後このような利点を十分生かすとともに、極細径化によって発生する問題を解決、また、補填するための研究開発も重要である。

将来のCTガイド下 極細径気管支鏡検査の可能性

内視鏡の細径化に関しては、外径1mmを切りカテーテルにも挿入可能な微細内視鏡の開発も進められている(図3)。微細化のためには先端の屈曲機構の装備は難しいが、すでに誘導されているカテーテルに挿入するのであれば屈曲機構を省略できる。また、カテーテル内壁と内視鏡外壁の間隙を利用することで、検体の採取なども可能と考えられる。さらに先端を誘導する必要があるれば、内視鏡先端の保護用に装着されている金属キャップを、たとえば磁性ステンレスに変更して体外から磁気を加えればよい(図3-B)。

磁気は体外から非接触で確実な動力を体内の磁性体に発生することができるため、医療器具の誘導に応用することも可能である。前述のようにたとえば内視鏡などの医療器具の先端に磁性体を装着し、体外から電磁石などを使用して磁気を加えて、その磁気をコントロールすれば医療器具の先端を誘導、屈曲することが可能となる。気管支鏡においてはまだ実用化されていないが、胃がんの内視鏡的切除時に病変を把持し、固定、牽引するための微細鉗子¹⁴⁾として、現在臨床試験中である。

このような誘導において常に存在する問題として誘導操作の難度があるが、磁気誘導とあわせてコンピュータ自動制御を行うことも期待される。この技術は現在までのところ基礎研究の段階にあり(図4)、病変や医療器具および経路の

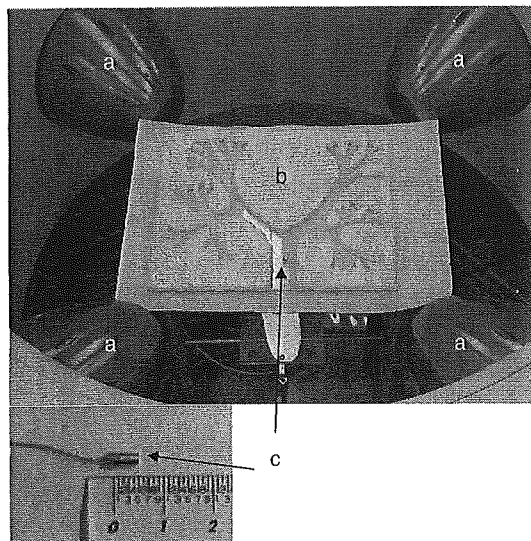


図4 コンピュータによる自動磁気誘導

2次元の気管支モデル上で、円筒形の磁性体チップを磁気により誘導する。磁性体チップの位置は気道の形状とともに画像上で計測され、その位置に応じて磁極から発生する磁気をコンピュータで自動的にコントロールし、磁性体チップを目的とする気管支末梢まで自動誘導する。a:磁極, b:気管支モデル, c:磁性体チップ

情報などのコンピュータ処理の方法や、磁力による医療器具の動作を安定に制御する方法、また、器具と生体組織の間の摩擦の問題への対応方法など解決すべき問題は多いが、単純な構造の磁性体を非接触で誘導できる点で期待される。

X線被曝の問題に関しては、MRIの利用¹⁵⁾もひとつの解決法である。まだ気管支鏡機器装置、とくに電子プロセッサなどとの電磁波干渉の問題もあるが、脳腫瘍の外科切除時に利用するため手術室内にMRIも導入され始め、決して不可能ではないと考えられる。ただし、微小病変やすりガラス状病変の検出には限界があると考えられる。

現状のCTガイド下気管支鏡検査で使用されるCTおよびX線透視装置を併置するような大規模な設備は容易には導入できないが、たとえばフラットパネルX線透視装置を回転させることによって簡易CT画像を撮影可能なコーンビームCTの技術が開発されてきており、この装置を用いれば透視と断層の両方の画像を得ることができ、利用も期待される。濃度分解能の制限からすりガラス状陰影などの検出に限界があるとはいえ、

縦隔や横隔膜等に隠された病変の検出には有用と考えられる。

おわりに

生検を行う微細な病変を検査中に確認する目的で、その早期発見に用いられるCTを使用し、操作技術の補助として極細径気管支鏡を使用するCTガイド下極細径気管支鏡検査は、経気道という低侵襲性を生かす点でも、昨今の病変の超早期発見に対するひとつの確定診断法として有益な対応法である。確かに解決すべき問題もあるが、開発された技術や装置は気道のみならず血管を介して他の領域の診断治療にも繋がると考えられ、今後の機器や技術、さらに新たな概念開発に期待される。

文 献

- 1) 金子昌弘, 齊藤雄一, 土田敬明, ほか. わが国におけるCT肺癌検診 変遷と現状. 臨床放射線 2004; 49: 353.
- 2) 小林寿光. 微小肺野病変に対するCTガイド下気管支鏡検査. 気管支学 1997; 19: 659.
- 3) Mori K, Yanase N, Kaneko M, et al. Diagnosis of peripheral lung cancer in cases of tumors 2 cm or less in size. Chest 1989; 95: 304.
- 4) 陳 俊雄, 矢野孝子, 阿久沢浩司, ほか. 径2 cm以下の肺野孤立性腫瘤陰影に対する気管支鏡検査の診断的意義. 日胸疾会誌 1996; 34: 266.
- 5) Syfer AE, Walsh DS, Graeber GM, et al. Chest wall implantation of lung cancer after thin-needle aspiration biopsy. Ann Thorac Surg 1989; 48: 284.
- 6) 小林寿光, 金子昌弘. CTガイド下気管支鏡下生検における末梢肺野小型病変の細胞組織診断[会]. 気管支学 1998; 20: 229.
- 7) Kobayashi T, Shimamura K, Hanai K, et al. Computed tomography-guided bronchoscopy with an ultrathin fibroscope. Diagn Ther Endosc 1996; 2: 229.
- 8) Katada K, Kato R, Anno H, et al. Guidance with real-time CT fluoroscopy: early clinical experience. Radiology 1996; 200: 851.
- 9) 小林寿光, 金子昌弘. X線透視下に位置の確定できない末梢肺病変に対するComputed Tomography

- ガイド下気管支鏡検査. 気管支学 1997; 19: 4.
- 10) 坂 英雄, 沖 昌英, 熊澤昭文, ほか. 極細径気管支鏡による肺末梢病変の診断. 気管支学 2000; 22: 617.
 - 11) 土田敬明. 極細径気管支内視鏡による肺末梢病変の解析. 呼と循 2003; 51: 235.
 - 12) 浅野文祐. 極細径気管支鏡検査とVirtual Bronchoscopy. 気管支学 2002; 24: 551.
 - 13) 浅野文祐, 松野祥彦, 竹市直子, ほか. Virtual Bronchoscopy—極細径気管支鏡ナビゲーションとして—. 気管支学 2002; 24: 433.
 - 14) Kobayashi T, Gotohda T, Tamakawa K, et al. Magnetic anchor for more effective endoscopic mucosal resection. Jpn J Clin Oncol 2004; 34: 118.
 - 15) 大野良治, 野上宗伸, 東野貴徳, ほか. 呼吸器画像診断: 最近の進歩 MRI. 日胸 2004; 63: 556.

* * *

Improvement of Compact Forceps Manipulator using Friction Wheel Mechanism

Takashi Suzuki, Youichi Katayama, Etsuko Kobayashi and Ichiro Sakuma

Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo

7-3-1, Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-8656, Japan
t-suzuki@miki.pe.u-tokyo.ac.jp

Abstract: This paper reports improvement of compact forceps manipulator designed for assisting laparoscopic surgery, and reports mechanical performance evaluation and *in vitro* experiment to simulate the clinical use. The manipulator consists of two parts; friction wheel mechanism (FWM) which rotates and translates the forceps ($62 \times 52 \times 150$ [mm³], 0.6 [kg]), and gimbals mechanism which provides the pivoting motion of forceps around the incision hole on the abdomen ($135 \times 165 \times 300$ [mm³], 1.1 [kg]). We adopted new friction wheel mechanism instead of former prototype. The results of evaluation showed that the new FWM contributed to the quick motion. In spite of trade-off between speed and force, the required force was satisfied. Positioning accuracy of FWM was less than 0.2 [mm] in translation and 0.8 [deg] in rotation. *In vitro* experiment revealed that the manipulator provided stable motion even if the liquid material such as blood attached onto the forceps, which would be a cause of slip between friction wheel and the surface of forceps. The new manipulator was promising and useful in laparoscopic surgery.

Introduction

Laparoscopic surgery is a less traumatic therapy and widely performed as one of minimal invasive surgeries. It requires great skill to surgeon because surgical instruments with long-handle decrease the tactile sensation and the dexterity of the hand. Responding to this problem, surgery-assisting robotic systems with maneuverable robotic arms and laparoscope manipulator are developed, and some of them are commercially available. While several positive feasibility studies are reported, disadvantages to those systems are also pointed out, and one

of them is the size [1]. Today's crowded-operating room might not have enough space to install robotic arms. Large-sized robotic arms cover operating space above the patient, and also have potential danger of collision with medical staffs or patient. Miniaturized surgical robotic systems are, therefore, required [2].

We have developed a compact forceps manipulator using "friction wheel mechanism" (FWM) [3] and gimbals mechanism. In the former study, prototype was fabricated and feasibility study was conducted as a forceps manipulator [4]. In later study, it was found that the rotational speed of ultrasonic motor varied depending on the load, so that the unstable motion of the motor led to unstable motion of the forceps [5]. Responding to this problem, we reported that the modification of machining accuracy and the semi-closed feedback control increased the performance of the manipulator [6]. In this study, we adopted new friction wheel mechanisms instead of former prototype to realize efficient quick motion. This paper reports mechanical configuration and performance evaluation. We lastly discuss the improvement of the manipulator comparing with the former prototype and the future perspective.

Materials and Methods

We set the following requirements for the manipulator. (1) Miniaturization to install at least three sets in the operating field, corresponding to both hands of surgeon and one hand of assistant. (2) Mounting on the surgical table for easy setup and easy detachment. (3) Four degrees of freedom (DOF); pivoting motion around incision hole, and rotation and translation of forceps. (4) Enough power. It can bear 4[N] of weight considering the third weight of liver (approximately 0.4 [kg]).

To satisfy the abovementioned requirements, we adopted following two mechanisms; "Friction wheel mechanism" (FWM) provides the rotation around the forceps shaft, and provides translation along the shaft (circled number 1 and 2 in Figure 1). Gimbals mechanism is used to provide pivoting motion (3 and 4 in Figure 1) [4]. We mount this manipulator near the incision hole. This is because mechanisms and actuators should be mounted near the operating field so that they require less torque or force [2].

We used "friction wheel" that consisted of three titled idle rollers and outer case (Figure 2(a)) [3, 7]. When outer case rotates, rollers passively travel spirally on the surface of shaft (Figure 2(b)). We have two kinds of FWM with opposite tilting angle. They are like right-handed screw and left-handed one. Each FWM makes spiral motion in each direction respectively. We combine the two motions to realize rotation and translation (Figure 2(c)). For the rotation, we rotate both friction wheels in the same direction (Figure 3). In this case, rollers do not rotate, and do not make spiral motion. Thus, the shaft held statically by rollers rotates at the same speed as the FWM. As for translation, we rotate each FWM in the opposite direction (Figure 3). Each rotational motion is cancelled mutually, and only translation remains, thus longitudinal translation is realized. We adopted a hollow-shaft ultrasonic motor with rotary encoder (custom order, Fukoku, Japan) to drive FWM.

The tilting angle of FWM affects the speed and force of feeding motion like the pitch of feed screw. As the same that a screw with wider pitch provides higher feeding speed and lower power, we can realize higher driving speed by changing the tilting angle of FWM. In the former study [6], the mechanical evaluation of former prototype with tilting angle of 30 [deg] showed the enough force. We, therefore, decided to change the angle to accelerate the feeding speed. The tilting angle of new FWM was set at 45 [deg] in this study. Speed and force of translation are direct proportional to sine/cosine function of tilting angle, thus we estimated that the speed would increase by a factor of 1.4 ($= \sin 45 [\text{deg}] / \sin 30 [\text{deg}]$) and force would decrease by a factor of 0.82 ($= \cos 45 [\text{deg}] / \cos 30 [\text{deg}]$).

We realized feedback-loop control using rotary encoders to match the speed of both motors. Driving software was also developed to cancel the slight difference between two spiral motions caused by machining error.

The new prototype is shown in Figure 4. Weight is 1.7

[kg]. FWM was $62 \times 52 \times 150 [\text{mm}^3]$, 0.6[kg], and gimbals mechanism was $135 \times 165 \times 300 [\text{mm}^3]$, 1.1[kg]. Appearance is the same as the former prototype [6].

Results

Mechanical performance evaluation was conducted. We firstly measured the torque and force using 6-DOF strain gauge sensor (MINI sensor 8/40, BL AutoTech, Japan), and measured the speed using digital microscope (VH-7000, KEYENCE, Japan). Results are shown in Table 1. We set the diameter of forceps as 5 [mm], thus, the required rotational torque was 1.0×10^{-2} [Nm] and required translation force was 4 [N]. Measured results satisfied the requirements.

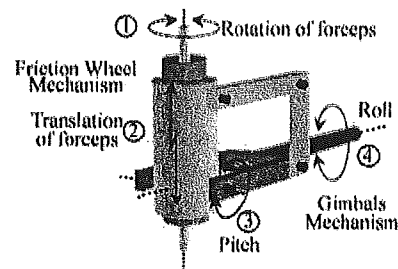


Figure 1: System configuration. Manipulator consists of friction wheel mechanism and gimbals mechanism.

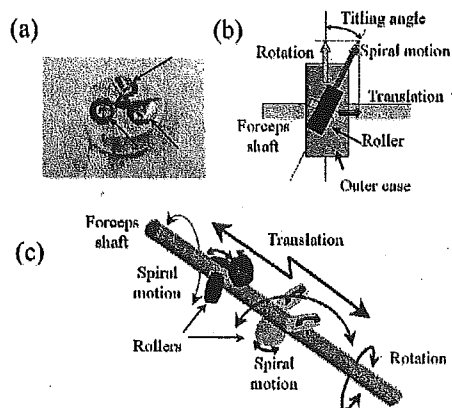


Figure 2: Friction wheel mechanism (a) friction wheel (b) titled roller provides spiral motion (c) rotation and translation are realized with two spiral motions.

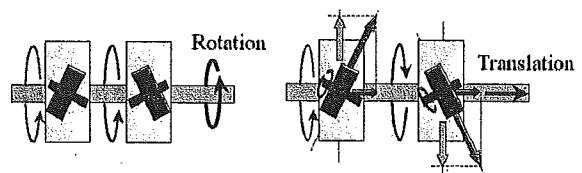


Figure 3: Mechanism of rotation and translation.

We also estimated that the positioning accuracy of translation would decrease as the tilting angle of FWM changed. We measured the positioning accuracy of the manipulator without load. Results are shown in Figure 5. Positioning accuracy was less than 0.2 [mm] in translation and 0.8 [deg] in rotation. The result did not show the significant performance degradation comparing with [6].

Our manipulator realizes translation and rotation using two different spiral motions. If they are not symmetrical perfectly, error motion occurs, so that the motion of forceps gets unstable. Responding to this problem, we implemented a driving software to cancel the unstable motion. We measured the errors, that is, translation error was measured when rotation command of 10 revolutions was input, and rotational error was measured when translation command of 50 [mm] was input. Results are shown in Table 2. Comparing the accuracy with that of old prototype, significant decrease of positioning accuracy was not observed depending on the tilting angle of FWM.

Lastly, we investigated the positioning error caused by slip between FWM and the surface of forceps. In a clinical situation, if liquid matter such as blood attaches on the forceps, the coefficient of static friction decreases, so that slip would easily occur. The position of the forceps is calculated from the incremental pulse signal, thus,

Table 1: Results of mechanical performance of new prototype and comparison with former prototype

	New prototype	Former one
Rotation speed [rpm]	41.8 ± 0.4	41.8 ± 0.6
Rotation torque [Nm]	$6.1 \pm 0.8 \times 10^{-2}$	$6.3 \pm 0.9 \times 10^{-2}$
Trans. speed [mm/s]	11.2 ± 0.1	6.5 ± 0.1
Translation force [N]	31.6 ± 1.8	61.0 ± 0.7

Table 2: Comparison of positioning errors caused by the unstable motion of motor.

	New prototype	Former one
Rotational error in translation	1.1 ± 0.8 [deg]	1.1 ± 1.1 [deg]
Translation error in rotation	0.0 ± 0.0 [mm]	0.0 ± 0.0 [mm]

Table 3: Maximum load without slip.

	New prototype	Former one
Without blood	20 [N]	20 [N]
With blood	15 [N]	20 [N]

once slip occurs and the position is lost, the manipulator will malfunction. To prevent the problem, we simulated the clinical use and conducted *in vitro* experiment using heparinized blood of rat. Forceps shaft coated with blood was set vertically, and load was mounted at the lower end of the shaft. We measured the load when the shaft started to slip. Results are shown in Table 3. Comparing with the result of the former prototype, the maximum withstanding load decreased to 15[N]. It was, however, found that the required specification of 4 [N] was satisfied in spite of liquid matter that encouraged the slip.

Discussion

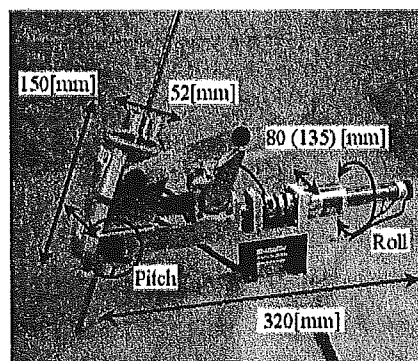


Figure 4: New prototype.

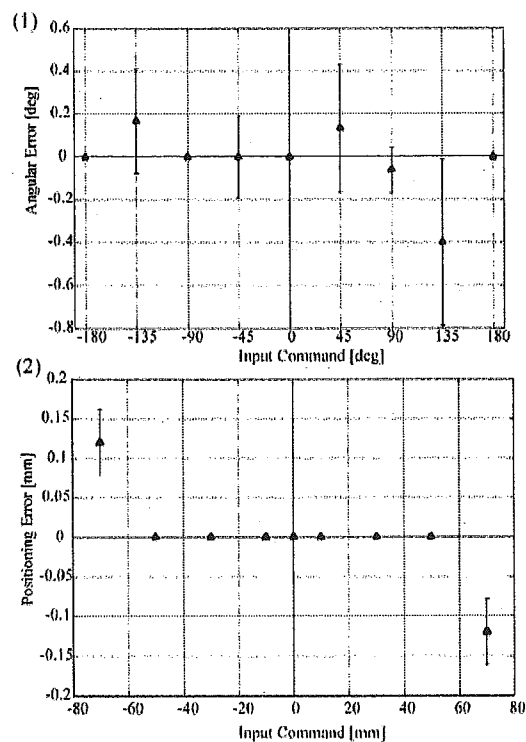


Figure 5: Results of evaluation tests. (a) angular error in rotation. (b) positioning error in translation

In this study, we conducted installation of new FWM with tilting angle of 45 [deg], and evaluated its performance and feasibility in clinical situation. The mechanical performance evaluation showed that the new FWM increased the speed of translation. This will contribute to quick response. The translation force decreased because of the trade off between speed and force, however, the required force was satisfied with enough margin. Contrary to our expectations, position accuracy of rotation and translation did not decrease. As the results of *in vitro* experiments, the maximum withstanding load decreased comparing with the former prototype. The required force of 4 [N] was satisfied adequately. Because we still have enough torque margin, we will optimize the tilting angle of the FWM to realize more efficient driving. The forceps manipulator using FWM consequently showed the improvement in the speed of translation and no degradation of other mechanical performances.

We have two plans as future works. Firstly, we are going to integrate a position sensor to measure the position of the forceps directly. Secondly, we will redesign our manipulator to realize sterile-compatible one. In our system, as mentioned above, the position and speed of the forceps are calculated from the rotation number and speed of the incremental rotary encoder mounted on the ultrasonic motor. It is the drawback of this system, that is, the position obtained from the sensor is relative position and not absolute position. Once the position of the forceps is lost because of errors such as slip, we have to initialize the position sensor, or the manipulator will malfunction. External position sensing device is required. Among the commercialized sensing devices, optical tracking system (for example, Polaris[®], Northern Digital Inc., Canada) or magnetic tracking system (for example, microBIRD[™], Ascension Technology Corp., USA) can be candidates for the purpose, although they have weaknesses to disturbance. As for the second work, we will redesign our manipulator to implement a detachable transmission mechanism, such as an idle gear unit. In the case of malfunction, this mechanism can work mechanical shutoff system by detaching the transmission gear. This kind of mechanical safety device should be implemented adding to electric sensors and software emergency routines as redundant safety. The transmission mechanism, at the same time, can work as coupling device between sterilized and non-sterilized parts [8].

Conclusions

We installed new FWM into the forceps manipulator in this study. It provided quicker translation than former prototype and satisfied the required specifications. We are convinced of the usability of the manipulator in the field of computer aided surgery.

Acknowledgement

This work is partially supported by "Research for the Future Program (JSPS-RFTF 99I00904)" funded by Japan Society for the Promotion of Science, Electro-Mechanic Technology Advancing Foundation, "Research and Development of the Compact Surgical Robot System for Future Medical Care" funded by New Energy and Industrial Technology Development Organization, and "Research on medical devices for analyzing, supporting and substituting the function of human body" funded by Ministry of Health, Labour and Welfare.

References

- [1] A.R. Lanfranco, et al. Robotic surgery: A current perspective. *Annals of Surgery*, 239(1): 14–21, 2004.
- [2] Y.Kobayashi, et al. Small occupancy robotic mechanisms for endoscopic surgery. In *Proc. MICCAI 2002*, Part 1, pages 75–82, 2002.
- [3] M.Vollenweider, et al. Surgery simulator with force feedback. In *Proc. 4th International conference on motion and vibration control (MOVIC98)*, 1998.
- [4] T.Suzuki, et al. A new compact robot for manipulation forceps using friction wheel and gimbals mechanism. In *Proc. CARS2002*, pages 314–319, 2002.
- [5] Y.Katayama, T.Suzuki, et al.; New compact robot for manipulating forceps using friction wheel and gimbals mechanism, In *Proc. of Semestrial Conference of Japan Society for Precision Engineering*, pp. 742, 2004.
- [6] T.Suzuki, et al., Compact forceps manipulator for laparoscopic surgery, *IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems*, submitted, 2005.
- [7] <http://www.zero-max.com/products/rohlix/rohlixmain.asp>
- [8] J.L.Hefti, et al. Robotic three-dimensional positioning of a stimulation electrode in the brain. *Journal of Computer Aided Surgery*, 3(1): 1–10, 1998.

Design and Evaluation of a Master-Slave System with Portability and Flexibility of Setting

E.Aoki*, T.Suzuki*, E.Kobayashi*, M.Hashizume** and I.Sakuma*

* Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo

** Department of Disaster and Emergency Medicine, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

{aoki,t-suzuki,etsuko,isakuma}@miki.pe.u-tokyo.ac.jp
{mhashi}@dem.med.kyushu-u.ac.jp

Abstract: This paper describes a master slave system to have the following functions. 1) Portable master-slave system that can be divided into each surgical device easily. 2) Setting method can be changeable according to the operation environment. To realize above functions, we use a three dimensional optical tracking sensor to regard each surgical device attached portable optical marker as a module which has 3D position information. Using this method, enabled master-slave to be easily dedicated to each surgical device, making it more compact and easier to move, with advantages for military use. In an evaluation experiments, the overall positioning errors less than 2 mm showed the feasibility of our master-slave system using optical tracking system for a laparoscopic surgery.

Introduction

Master-slave systems have been widely studied and have been shown to enhance the dexterity and abilities of surgeons[1][2][3]. Da-Vinchi® system has been already available commercially and been used in a clinical application[4]. These systems consist of a master arm system (master) and a slave manipulator system (slave). In the master system, a surgeon sits in front of a monitor showing a laparoscopic view and controls the master manipulators. The slave consists of an endoscope and various manipulators, depending on the operation. Thus, master-slave system is a large-scale system and usually all-in-one systems that can not be divided into each surgical device easily. As one example of application, master-slave systems are expected to realize telesurgery, for example it is famous that da Vinci® was developed for military use[5]. However, most master-slave systems are not satisfactory for actual use of these applications because they have difficulty in carrying. Assuming master-slave systems are used in clinical application, it is required to appropriate setting depending on each surgical procedure.

Therefore, we developed portable master-slave system, which can be divided into each surgical device easily for portability and can be set freely according to surgical situation.

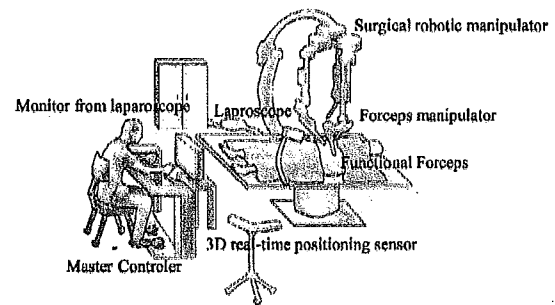


Figure.1 Concept figure of master-slave system

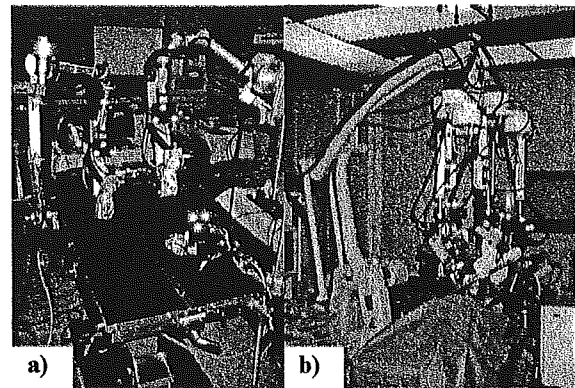


Figure.2 Two kinds of setting using surgical robotic manipulator, a) "bedside" arm and b) "suspending" arm

Materials and Methods

A) Realizing of Portability

It is important to deal with the integrated position information to realize master-slave system and keep the whole system consistent. However, our master-slave system is consists of stand-alone surgical devices that are independent and can be used individually.

Our master-slave system consists of stand-alone surgical devices that were developed independently and can be used individually for portability. It is sure that using this method makes it more compact and easier to move, with advantages for military use, but, we have to connect independent each surgical device for integrating coordinate.

Therefore, we thought to use a external positioning sensor to measure the setting position of surgical devices.

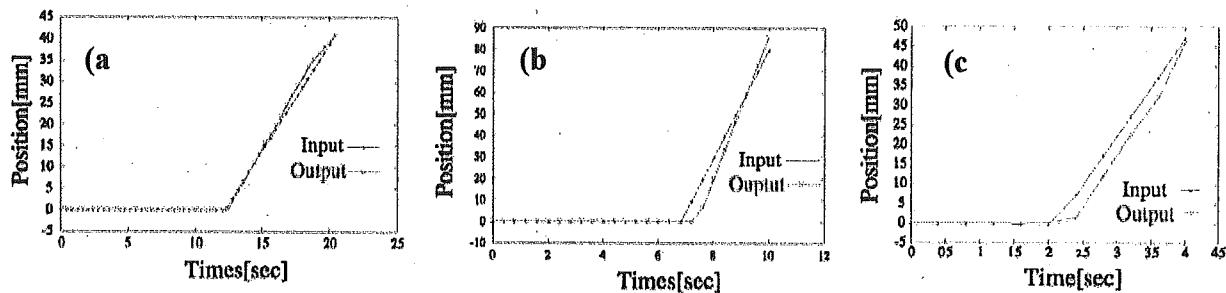


Figure 3. Experimental result of Positioning accuracy: a) in X axis, b) in Y axis, c) in Z axis

Table.1 Positioning accuracy of forceps manipulator

	Mean error[mm] (n=3)
X axis	0.28 ± 0.74
Y axis	1.41 ± 4.11
Z axis	1.96 ± 2.60

As a positioning sensor, we adopted a three dimensional optical tracking sensor(Polaris®, Northern Digital Inc. Canada). Optical markers were mounted at the end of the device and were measured from the sensing unit that emitted the infrared light and received reflected light. The performance of sampling frequency is 30[Hz] and RMS(Root Mean Square) of this device is about 0.35[mm]. No angle sensors such as rotary encoder or potentiometer were mounted. Although it is sure that mechanical method is superior to optical method from the aspect of accuracy, optical method has following advantages.

- 1) Surgical devices with optical tracking markers can be regarded as modules having the position information.
- 2) Miniaturization of the surgical devices can be achieved because the method does not require electric wiring.

Above methods enabled our master-slave system to be divided into various surgical devices easily and to integrate each surgical device independently. The concept figure of our developed master-slave system was shown as Fig. 1.

B) Realizing of flexible setting

There are two kinds of surgical robotic manipulators in the point of mechanical setting up; one is "suspending" arm (ex. da Vinci^(R)), and the other is "bedside" arm (ex. ZEUS^(R)). Bedside arm has advantages in its small size and easier to move. However, it is clear that setting-up position is limited to the rail attached to the side of surgical table so that the setting-up procedure is complicated to avoid the collision between arms. On the other hand, suspending arm has advantage that flexible and intuitive positioning of manipulator is possible in the setting-up procedure. However, it is large size and difficult to move. Thus each surgical robotic manipulator has quite different character and it is desirable to use both "suspending" arm and "bedside" arm as the situation demands. For example, if we assume for military use, it should be "bedside" arm for easier to move. And if we only

assume in clinical use, it should be "suspending" arm for easier to setting.

Since our master-slave system utilize optical tracking sensor and surgical devices with optical tracking markers can be regarded as modules having the position information, each surgical device is independent of surgical robotic manipulators. Therefore we can select appropriate setting method according to various requirements in the operation environments (Fig.2).

EXPERIMENTS & RESULTS

Since the system utilizes optical tracking system, surgical devices can be freely set in the operation environment. On the other hand, optical tracking sensor has larger measurement error comparing with electric encoder. Therefore, we confirmed our master-slave system has accuracy enough to surgical operation.

As a method of evaluation, we attached an optical tracking marker to the tip and the base of slave manipulator and measured the position of its marker by using the optical tracking sensor(Polaris®, Northern Digital Inc. ,Canada). The order on coordinate of endoscopic view was sent from virtual master to slave manipulator by means of TCP/IP (communication-rate was 10[Hz]) and the measurement frequency was 2.5[Hz].

The experimental results was shown as Fig.3 and the average and standard deviation at each axis was shown as Table.1.

DISCUSSION and CONCLUSION

In evaluation experiments, Table.1 shows that small positioning error was included, however, output almost follow input lead. The cause of positioning error was thought as follows:

1. Attached position of optical tracking marker.
 2. Affection of mechanical vibration caused by the stiffness of suspending arm which holds slave manipulators.
 3. Measurement error of optical tracking sensor.
- The measurement error by using optical tracing sensor is commonly known as 0.3-0.4[mm]. This main error is vibration and attached position of optical tracking

marker [6]. One of the limitations of the optical marker based positioning system might be its accuracy. However, the overall positioning errors less than 2 mm showed the feasibility of our master-slave system using optical tracking system for a laparoscopic surgery.

We developed a master-slave system with portability and flexibility of setting. Our master-slave system could be easily dedicated to each surgical device, making it more compact and easier to move, with advantages for military use.

Acknowledgment

This study was partly supported by Research for the Future Program JSPS-RFTF 99I00904, Research and Development of the Compact Surgical Robot System for Future Medical Care, and Research on medical devices for analyzing, supporting and substituting the function of human body funded by Ministry of Health, Labour and Welfare.

REFERENCES

- [1] K.Ikuta et al. Hyper-finger for Remote Minimally Invasive Surgery in Deep Area, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention(MICCAI), pp173-181, 2002
- [2] M.Mitsuishi et al. Development of a Remote Minimally – Invasive Surgical System with Operational Environment Transmission Capability, Proc. IEEE/ICRA2003, pp.2663-2670, 2003
- [3] Y.Kobayashi et al. Small Occupancy Robotic Mechanisms for Endoscopic Surgery, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), pp75-82, 2002
- [4] <http://www.intuitivesurgical.com>
- [5] R.Khadem et al. Comparative Tracking Error Analysis of Five Different Optical Tracking System, Computer Aided Surgery, pp 98-107, 2000
- [6] A.R. Lanfranco, et al. Robotic Surgery: A Current Perspective. Annals of Surgery, 239(1): 14–21, 2004

Development of a Compact Automatic Focusing System for a Neurosurgical Laser Instrument

M. Noguchi¹, E. Aoki¹, E. Kobayashi¹, S. Omori^{2/3}, Y. Muragaki³,
H. Iseki³, I. Sakuma¹

¹Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo

²Terumo Corporation

³Faculty of Advanced Techno-surgery, Institute of Biomedical Engineering and Science, Graduate School of Medicine, Tokyo Women's Medical University

Abstract - In neurosurgery such as the treatment of glioma, it is important to remove the tumor precisely and accurately, which can be achieved with a micro laser with a wavelength of 2.8 μm . It is necessary, however, to maintain a constant distance from the brain surface. In this research, we developed a compact automatic focusing system for the brain surface. We proposed the focusing method to appropriately control the luminance threshold in the image processing. We confirmed that this method works effectively on biomedical tissue. In the future, we will carry out a combination test with the micro laser system and achieve a precise operation system for brain tumors.

Keywords - Neurosurgery, laser, focusing, threshold, image processing.

I. INTRODUCTION

In current neurosurgical practice, surgeons can remove most of a tumor with an accuracy of a few millimeters by using a combination of conventional surgical instruments, such as an electric cautery, and a computer-aided navigation system. Nevertheless, residual tumor may induce recurrence and it is necessary to remove as much of the tumor as possible while keeping the normal tissue intact. However, it is difficult to know the exact boundary between tumor and normal tissue, and excessive ablation of the normal brain tissue will damage its function.

For treatment of residual tumor, or tumors that cannot be treated by surgical intervention, pharmacotherapy or radiotherapy is applied. These methods are effective; however, there are problems such as side effects. Therefore, more precise surgical treatment than with conventional surgical instruments is desired.

To solve those problems, we have proposed a novel approach to therapy using 5-aminolevulinic acid (5-ALA) and a micro-laser ablation system, with the boundary between the tumor and the normal tissue distinguished by the 5-ALA fluorescence in the tumor [1], [2] and with accurate ablation of the tumor with the micro laser [3], [4]. The wavelength of the micro laser is 2.8 μm . Light with this wavelength is mostly absorbed by water, and therefore this laser is effective only on the surface of brain tissue, enabling precise ablation at the boundary between tumor and normal

tissue. However, the focal depth of this laser is 1 mm, so the ablation depends on displacement from the focal point (Fig. 1). Therefore, a robotic automatic focusing system is necessary for the micro-laser ablation system. By the combination of the robotic positioning system and precise laser ablation, more accurate and precise operation is realized. In this research, we have developed an automatic focusing system for the microlaser ablation system, so as to achieve accurate operation in neurosurgery.

II. METHOD

A. Desired Specifications

We set the following requirements for the automatic focusing system.

- 1) Measurement without contact
- 2) Measurement under strong lighting
- 3) A compact mechanism that does not interfere with the surgical field
- 4) Intraoperative and immediate measurement
- 5) Following error within 0.5 mm at inclines of up to 45 degrees
- 6) A velocity of the micro laser in operation of 2-4 mm/sec

In this research, the following error from the target was set at less than 0.5 mm, which is half of the focal depth of the micro laser.

B. System Configuration and Measurement Method

Fig. 2 shows the system configuration of our automatic focusing system. In the system, position measurement was

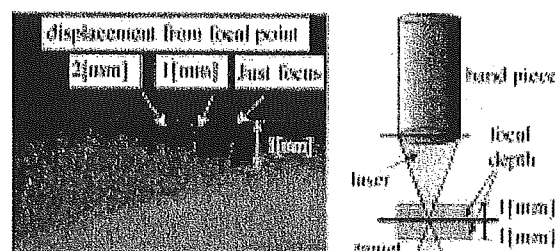


Fig. 1. Focal depth of the micro laser.

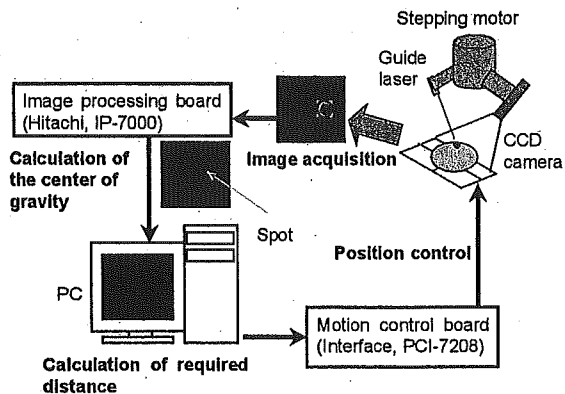


Fig. 2. Overview of the automatic focusing system. First, the system acquires an image using the CCD camera. The guide laser spot is extracted and the image processor calculates the coordinate of its center of gravity. The distance of the focal point from the target brain surface is calculated using a triangulation method. This error is sent to the motion controller and the stepping motor corrects the position.

performed using a triangulation method, with a guide laser and a small CCD camera for measurement. The advantage of this method is that as light for treatment, with a wavelength of $2.8 \mu\text{m}$, is not visible, the surgeon can identify the treated point by looking at the guide laser. In addition, as the mechanism is simple, it was easy to realize a compact device.

The guide laser and the CCD camera were fixed so that the axes of each component crossed at the focal point of the ablation laser (Fig. 3). If the focal point passes along the target surface, the spot of the guide laser is observed at the center of the screen of the CCD camera. The distance between the surface of the target and the focal point was calculated based on the displacement of the guide laser spot on the CCD image. Focusing was performed by continuously monitoring the displacement of the spot.

Fig. 4 shows a prototype of this system. The length of the device was 225 mm. The weight without the ablation laser module was 0.6 kg. A laser diode with a wavelength of 532 nm was used for the guide laser. Although a red laser diode is more practical, light penetration into biological tissue is stronger than with the green laser, and as this penetration causes positioning error, as described in the next chapter, we selected the green laser diode.

The operating frequency of the system was determined by the image acquisition cycle of 16.7 ms, the computing time for the image processing, and the positioning time of the stepping motor. The time for image processing was about 16 ms or more, and the time for positioning was often less than 50 ms. The drive of the motor was processed simultaneously with the image acquisition and processing. Therefore, the operating period of this system was approximately 50 ms.

The setting angle of the CCD camera and the guide laser

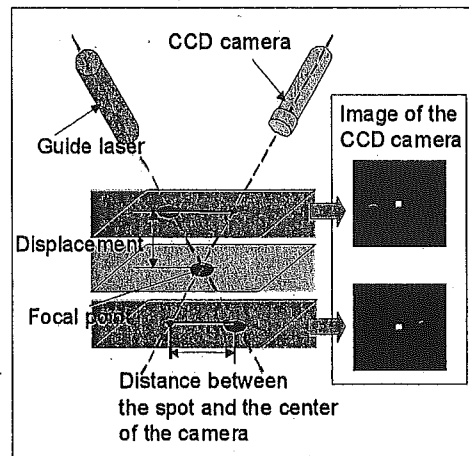


Fig. 3. Measurement principle.

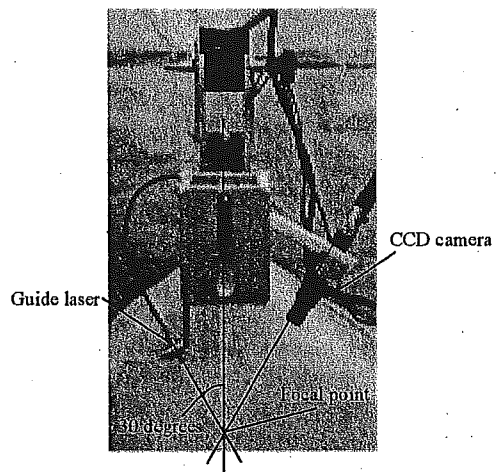


Fig. 4. Prototype of this system. The guide laser with wavelength of 532 nm and the CCD camera for measurement is set at the angle of 30 degrees

was 30 degrees from the driving direction of the system. The resolution of the system, based on the resolution of the CCD camera, was 0.024 mm .

The electric shutter speed was normally set to $1/4000 \text{ s}$. The camera used in this research could increase the speed to $1/10000 \text{ s}$. The purpose of increasing the shutter speed is to cut noise from lighting and diffuse reflections. The image obtained was sent to the image processor, binarized by luminance level (eight bits), and spot extraction performed.

III. IMAGE PROCESSING TECHNIQUE

The light radiated onto biomedical tissues is attenuated and penetrates the tissue according to its scattering and absorption features [5], [6]. These optical properties vary with the type of target, for example brain cortex, white