

200500258 A

厚生労働科学研究費補助金
基礎研究成果の臨床応用推進研究事業

術中MRI 下腹腔鏡下手術システムの確立に関する研究
平成17年度 総括研究報告書

平成18 (2006) 年 3 月

主任研究者 橋 爪 誠

目次

I.	総括研究報告	
	術中MRI下腹腔鏡下手術システムの確立に関する研究	----- 1
	橋爪 誠	
II.	研究成果の刊行に関する一覧表	----- 11
III.	研究成果の刊行物・別刷	----- 12

厚生労働科学研究費補助金(基礎研究成果の臨床応用推進研究事業)

総括研究報告書

術中MRI下腹腔鏡下手術システムの確立に関する研究

主任研究者 橋爪 誠 (九州大学大学院災害・救急医学 教授)

現在のがん治療は、診断技術と治療技術の発展により、術前に得られた診断画像によって手術計画を立て、術中は光学的な内視鏡情報に基づいた腹腔鏡下手術が選択肢の一つとなっている。本研究では、術中MRIを併用した腹腔鏡下手術システムを確立し、術中に得られる診断情報と術中情報の連携による、安全性の一層の向上、がん患者のQOLのさらなる改善を実現することを目的とする。16年度時点で試作したMRI対応内視鏡システムは、テレビモニタがMR画像中へノイズをきたしたことにより、内視鏡映像とリアルタイムMR画像を併用することができなかったが、今年度、シールド処理した液晶モニタと光変換器、ラインフィルタで構成したMR対応映像システムを構築することにより2つの画像情報の併用が可能となり、腹腔鏡下手術と術中MRの有機的な融合が実現した。これらの成果を導入した術中MRI下腹腔鏡下手術の手術プロトコルを作成し、MRガイド下腹腔鏡下ラジオ波焼灼療法に適用し、その有用性を動物実験で確認した。さらに、術中腹部MR撮影として、SPIOを用いた術中リンパ節造影を行い、描出されたリンパ節を内視鏡映像に重畳させることで、腹腔鏡下にリンパ節の局在を確認しながらの切除を可能とした。

分担研究者

研究者名	所属機関	職名
掛地 吉弘	九州大学病院・第二外科	助教授
川中 博文	九州大学病院・第二外科	講師
田上 和夫	九州大学病院・先端医工学 診療部	助教授
家入 里志	九州大学病院・先端医工学 診療部	助手
村垣 善浩	東京女子医科大学大学院 先端生命医科学研究所	助手
中島 秀彰	九州大学大学院・次世代低 侵襲治療学	助教授
岡崎 賢	九州大学大学院・次世代低 侵襲治療学	助手
小西 晃造	九州大学大学院・次世代低 侵襲治療学	助手
村田 正治	九州大学大学院・ナノバイオ イソ講座	助教授
洪 在成	九州大学大学院・ナノバイオ イソ講座	助手

A. はじめに

現在のがん治療は、過去20年にわたる総合的な対がん戦略による成果により、生存率の向上や侵襲の低減を実現し、早期離床による患者のQOLの改善を実現してきた。新しい診断・評価法等によるがんの早期発見が図られ、また内視鏡外科手術といった低侵襲手術を実現する手術機器の開発も行われてきた。その結果、現在のがん治療を含む外科手術においては、術前にMRI等の画像によって手術計画を立て、術中は光学的な内視鏡情報に基づいた腹腔鏡下手術や、各種診断装置との併用による体外からの穿刺治療といった治療が選択されている。

しかし、その『診断から治療』という観点から、多くの腹腔鏡下手術において、診断時の情報と術中情報の連携が図られているとは言えない。現状では、利用可能な術中情報を利用しつつ、術者の経験と判断により術前情報に基づいた腫瘍部位の推測が行われている。また、実現しているMRI下における穿刺治療は、準リアルタイムに得られる断層画像のみに基づいて行われ、高い安全性が求められる医

療においては、その安全性の向上が強く望まれる所である。

B. 研究目的

本研究は、術中MRIを併用した腹腔鏡下手術システムを確立することで、がん治療において蓄積されてきたMRI等を用いた知見や診断情報と術中情報の連携を可能とし、腫瘍部位明確化による切除範囲の限局といった低侵襲化の推進、安全性の一層の向上、がん患者のQOLのさらなる改善を実現することを目的とする。

C. 研究方法

C-1. MR対応3次元内視鏡

a) MR対応内視鏡

MRI対応内視鏡としては、Melzer A[1]、片岡[2]、森川[3]らが既に開発しているが、これらはリレーレンズを用いた光学系で、1/2インチ41万画素CCDを使用している。これは、現在普及している内視鏡の一般的な仕様であるが、CCDをできるだけ磁場中心から離れた位置に配置することが可能で、MRI画像中のノイズを軽減する対策としても適している。しかし、現在、内視鏡はリレーレンズ光学系から先端CCD方式へと移行しつつある。その理由としては、リレーレンズ方式に較べて①映像が明るい②解像度が高い③更なる細径化が可能④スコープのフレキシブル化が容易、といった利点が挙げられる。そこで、我々は、これらを考慮し、MRI対応内視鏡の3次元化、細径化、フレキシブル化を最終目標とし、この実現に最適な先端CCD方式を採用した。

これまでに、内視鏡の先端に1/10インチCCDを搭載することで鮮明な内視鏡映像を取得し、かつ磁場下で動作が可能な新しい電子内視鏡技術として特許を出願している。この申請特許に基づき、MRI対応内視鏡の設計・試作を行った。映像信号の作動伝送用電気回路の再検討・試作、ノイズ対策を施した二重シールド型の真鍮(低磁性)製スコープの試作、プロセッサ、およびケーブル、コネクタ類のノイズ対策を完了した。具体的には、従来の内

視鏡は、スコープ基部に中継基板を配し、長さ3mのケーブルにてプロセッサに接続し信号処理を行っていたため、ケーブルがアンテナとなって有害な電磁波等を放出し、磁場に多大な悪影響を与えMRIの画質低下を招いていた。これに対して、本スコープは、信号処理部、マイコン部、差動信号変換処理部等、重要部品を中継基板内に全て収納し、ケーブル内は映像信号のみの差動伝送とした。さらに、MRI(日立メディコ社製0.3Tオープン型)の核磁気共鳴周波数12.6MHzを考慮し、CCD DSP部のClock信号を選択した(図1)。

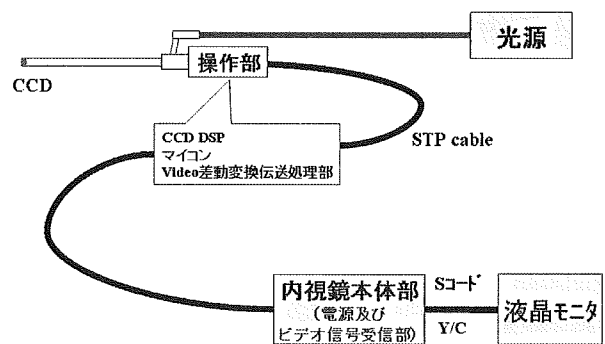


図1. 先端CCDを用いたMR対応内視鏡電子ブロック図

b) 内視鏡映像の3次元化

内視鏡映像の3次元化のため、内視鏡の映像信号を立体モニタ(新興光器製作所)に伝送し、MR対応内視鏡の内視鏡映像の立体視を可能とした。本モニタは、映像信号を一時的にメモリに記憶させ、両眼視差を擬似したずれを持つ二つの画像を作成し、1/120秒毎に切り替えることで立体視を可能とする。

c) MR対応映像システム

治療中、MRI撮影室で内視鏡映像、MR映像、各種支援画像を参照するため、MR画像に影響を与えない映像システムを構築した(図2)。本システムでは、映像入力をMRI操作室に置き、4チャンネルの映像切替器を介する事で4つの画像情報をMRI撮影室内で確認することを可能とした。

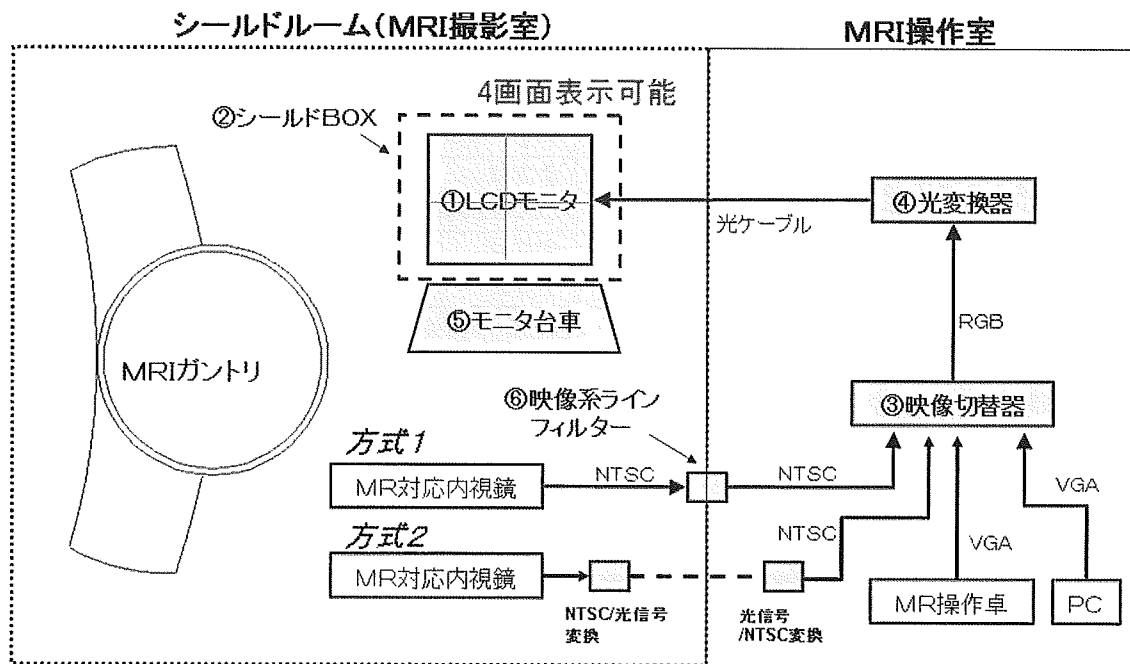


図2 MR対応映像システム

内視鏡映像については、フィルタボックスに設置した映像系ラインフィルターを介して映像切替器に伝送する方式と、MRI撮影室内で映像信号を光信号に変換し光ケーブルを用いて映像切替器に伝送する2つの伝送方式を用意し、リアルタイムMR画像に対する影響を検討した。

d) MR対応性試験

開発したMR対応内視鏡のMRI対応性を、オープンMRI装置により検証した。その検証は以下の手順で行った。

- ① 磁場による引力の有無
- ② CCD に対する RF パルスの影響の有無
- ③ CCD による MR 画像中への影響の有無

MR画像への影響検証において、2つの方法を用いた。撮像条件は2DSE, TR range/TE, 500/40; section thickness, 5.0mm; field of view, 260mm; scan time, 1.0minを用い、撮像時、試作した内視鏡をファントム(1.8×10⁻⁴mol/lのNiCl₂水溶液)の右側に配置し、撮影された画像のSN比を計測した。また、実際に内視鏡映像とMR画像を併用する際に、M

R画像に影響がないかを検討するため、リアルタイムMR画像の撮影条件(2DGE, TR/TE, 30/11.5; thickness, 10.0mm; FOV, 300mm; scan time, 4.0 sec)を用い、内視鏡の撮影断面からの距離を変えてSN比を測定した。

C-2. 術中MRI下腹腔鏡下手術プロトコル

a) 手術周辺機器

腹腔鏡下手術を行うためには、生命維持管理装置の他、内視鏡周辺機器を始め、気腹装置など、多くの手術周辺機器を必要とする。これらは、電子機器本体がMRI室内で正常に動作するかどうかだけでなく、起動時、MR画像に影響を与えないか、与えた場合、その対策やMRI撮影室内での設置位置について事前に検討する必要がある。使用機器の一覧と、MRI室における配置について表1、図3に示す。

表1 術中MRI下腹腔鏡下手術周辺機器一覧

	品名	メーカー	電源
①	MR対応麻酔器	GE横河メディカルシステム	ON
②	吸引器	—	—
③	電気メス	タイコヘルスケア	OFF
④	MR対応器械台	ナフコ	—
⑤	MR対応パルスオキシメータ	コニカミノルタメディカル	ON
⑥	MR対応器械台	ナフコ	—
⑦	MR対応点滴台	ナフコ	—
⑧	MR対応モニタ	日立メディコ	ON
⑨	MR対応ワゴン	ナフコ	—
⑩	気腹装置	オリンパス	ON
⑪	MR操作卓	日立メディコ	—
⑫	光学式3次元位置計測装置	Northern Digital Industry	ON

※ 電源は、MR撮影時の状態を示す。

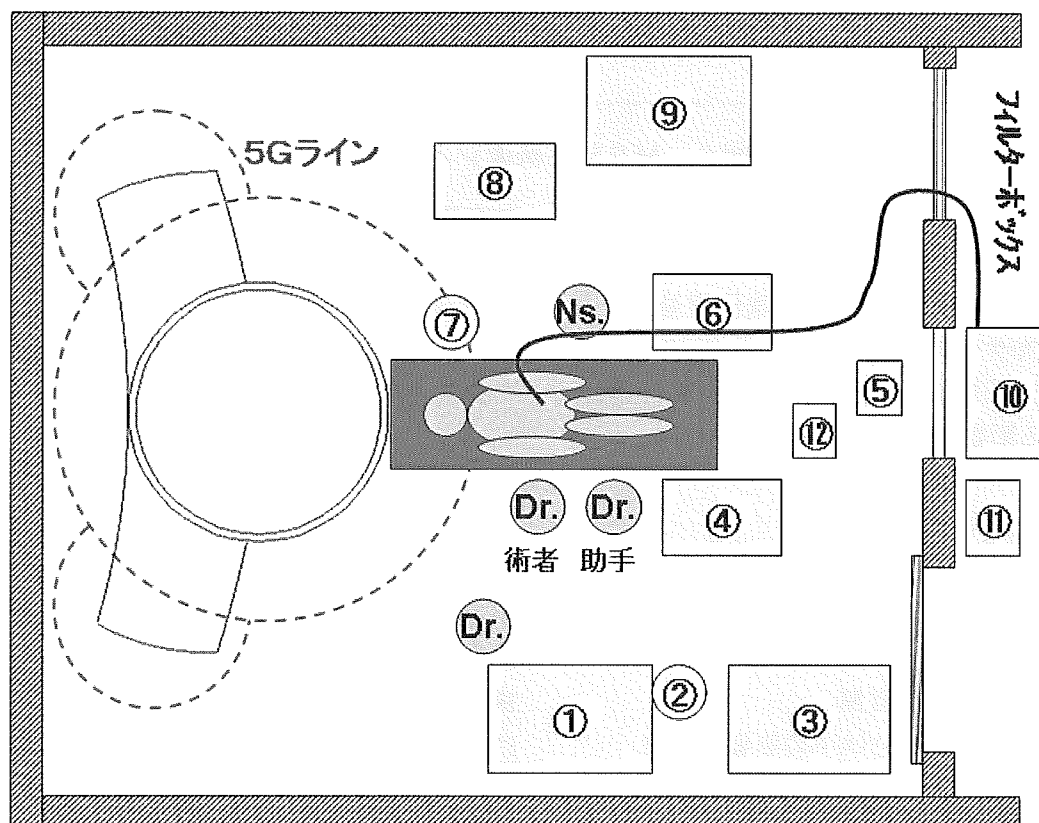


図3 術中MRI下腹腔鏡下手術周辺装置の部屋配置

b) 術中MRI下腹腔鏡下術プロトコル

腹腔鏡下手術に術中MRIを導入するにあたり、通常の手術とは異なり、以下の事項について注意する必要がある。

- ドレーピング
- MRI撮影前のチェック

術中MRIの手術導入においては、通常の場合と異なり、手術中に患者をMRIガントリ内へピットインしたり、撮影用のRF受信コイルを設置する必要がある。そのため、患者の清潔領域を確保することに注意を払わなければならないとともに、ピットイン時に点滴ラインなどが外れないかを注意しなければならない。患者の清潔領域を確保するためには、図4のように、ドレープをもう一枚かけ、撮影毎に取り替える必要がある。

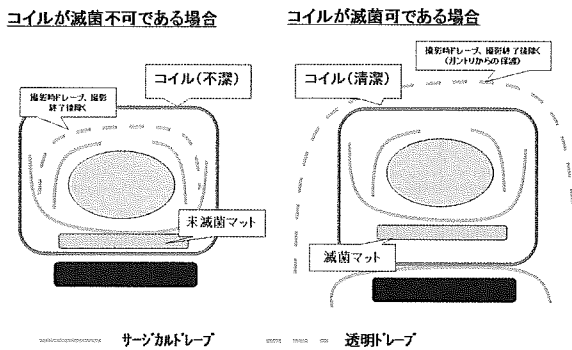


図4 術中MRI時のドレーピング

また、MRI撮影時には、MR画像中への外来ノイズの混入等を避ける為、麻酔器やパルスオキシメータなどの生命維持管理装置以外の電子機器については電源をOFFにしたり、対極板ケーブルを外すなど、撮影前にチェックする必要がある。表2に、撮影前にチェックすべき項目を示す。

平成16年度に、MR対応内視鏡システムを用いた術中MRI下での治療手法検討として、現在、肝悪性腫瘍の局所療法として主流となりつつあるラジオ波焼灼療法を採り上げ、MRI誘導下に行う治療プロトコルを作成した(図5)。

表2 MRI撮影前チェック項目

- ピットイン時の点滴ラインの確保
- 清潔部位の保護
- MR対応器械台の確認 (MR対応器具のみ)
- MR非対応器具の退避
- コイルの装着
- 電気メスの電源OFF
- 他電気手術器の電源OFF
- 対極板の接続を外す
- 手術台の電源OFF
- MRI室のドア閉鎖
- MRI室の照明OFF
- バイタルサインの確認 (MRI操作室)

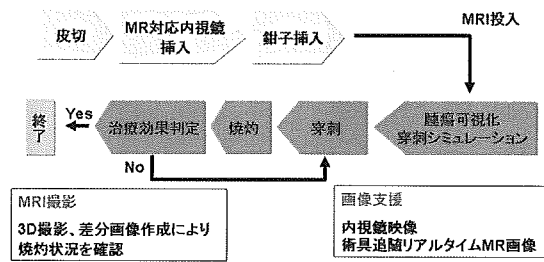


図5 MRI誘導下穿刺治療プロトコル

これに対して、術中MRIの腹腔鏡下手術への導入における注意点を踏まえ、各手術スタッフ、撮影支援スタッフ、および治療支援画像システムの運用などを支援するテクニカルスタッフの役割を手術の進行に合わせて手術プロトコルとしてまとめた(図6)。撮影条件については以下の通りである。

- 画像支援ナビゲーションデータの撮影条件:
 3DT1, GE; FOV, 260; TR/TE, 20/8.0; S.Encode, 30; Slice, 5.0mm; Interval, 50; FA, 40; NSA, 3; Matrix, 224*128, 撮影時間3分
- リアルタイムMR画像の撮影条件:
 2D, GE; FOV, 350; TR/TE, 30/12.0; Slice, 10.0mm; FA, 30; NSA, 1; Matrix, 224*128, 撮影時間4秒/枚

上記プロトコルの検証のため、ブタを用いたMRガイド下穿刺に関する検証実験を行った。ターゲットは、肝臓に注入されたアガローススペースの擬似腫瘍(長径約2cm)で、MRI対応Cool-tipニードル(Valleylab社, 1.5mmφ, 150mm長)を用い、準リアルタイムに得られるニードル断面のMRI画像と、リアルタイムに得られる内視鏡映像を参照しながら穿刺を行った。

c) 内視鏡重畳

腹腔鏡下手術において、術中の精確性、安全性を高めるため、内視鏡映像中にMR画像から得られる腫瘍、リンパ節、血管などの3次元モデルを重畳する。具体的には、術前、あるいは術中に撮影したMR画像から医用画像解析技術を用いて関心領域(腫瘍、リンパ節、血管など)を抽出、モデリングし、3次元位置姿勢計測技術を駆使して、拡張現実感(Augmented Reality:AR)技術により内視鏡映像に正確に重ね合わせる[4]。本技術を応用することにより術中MRI下腹腔鏡下手術での有用性を検討した。

d) 術中腹部MR撮影

d-1) 肝癌治療のエタノール浸潤モニタリング

肝癌局所治療のひとつ、エタノール注入療法を施行するにあたって、エタノールが浸潤する様子を正確に把握することは、癌を確実に壊死させる上で重要である。我々は術中腹部MR撮影のひとつとして、ブタ肝臓に対して、1.5mL無水エタノールを注入し、そのエタノール浸潤の様子をリアルタイムMR画像でモニタリングした。撮影条件は、Fluoro T1, GE, FOV=350, TR=30.0, TE=12.0, 10.0mm, NSA=1, FA=30, 撮影時間4秒。

d-2) SPIO(超常磁性酸化鉄)造影剤による胃癌リンパ節の可視化

癌の根治的治療において、十分なリンパ節廓清が不可欠である。我々は、術中にMR画像を取得することで、リンパ節を同定することが可能であるかを検討した。具体的には、ブタの胃壁に250倍希釈S

PIO造影剤(リゾビスト®)0.2mLを局所注入し、胃周囲のリンパ節造影を行った。撮影は、T2強調撮影を注入後5分、8分、15分、24分後に行った。T2WI/FSE/DE BH FOV=180, TR=4000, TE=75, 7.0mm, 224*160, Half Scan1/2, NSA=1, 撮像時間40秒。

D. 研究結果

D-1. MR対応内視鏡

試作したMRI対応内視鏡は、前述したノイズ対策により、VCCI規定(情報処理装置等電波障害自主規制協議会規定)のクラスB以下の低EMI(Electro Magnetic Interference:電磁妨害)を実現した。MR対応内視鏡のMR対応性試験の結果は以下の通りである。

① 磁場による引力の有無:試作した内視鏡は、ガントリの周囲、ガントリ中心に置いても磁場による引力は感じられず、容易な内視鏡操作が可能であった。

② CCDに対するRFパルスの影響の有無:RFパルス照射中の内視鏡映像中へのノイズは最小限であり、良好な視野を提供した。これは、ガントリ中心部でも同様であった。

③ CCDが発するノイズのMRI画像中への影響の有無:図に2DSE法で撮影したファントムの画像を示す。左から、ファントムのみの基準画像を(A)、内視鏡とファントムを同時に撮像した画像を(B)、(B)からファントムのみの画像をSubtractionした画像を(C)に示す。(B)のSN比は、(A)のそれに較べて有意な差が認められなかった。(C)は全体的な画像の乱れを認めなかった。ただし、(B)撮影時、光源、内視鏡本体部ともに電源ONの状態である。

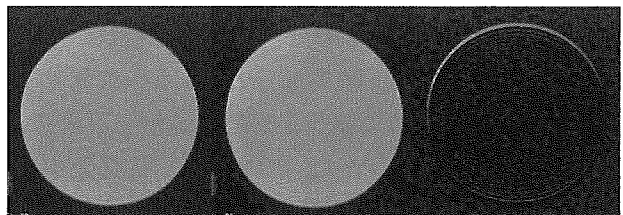


図7 ファントム撮影画像、左からA, B, C
AのSN比=112.5±2.0, BのSN比=109.7±2.0

撮影断面からの距離 (cm)	SN比	ノイズ混入の有無
∞	67.2±1.2	無
10	68.0±0.9	無
5	68.1±1.0	無
0	68.3±1.5	無
-5	67.9±0.9	無

内視鏡映像と併用するリアルタイムMR画像(2DGE法)による結果は表3の通りである。

上記は、MR対応映像システム的方式2を用い、MR対応麻酔器、MR対応パルスオキシメータを起動させた状態で計測した結果である。このドライ環境(動物を使用しない環境)では、MR画像中へのノイズも見られず、良好なSN比が得られた。しかし、動物実験ではリアルタイムMR画像に顕著な外来ノイズが認められ、方式2の光信号変換機の電源をOFFにすることでノイズが消えることから、光信号変換機の電源対策が必要であった。これに対して、DC5Vの直流電源を用いたところ、動物実験においてもMR画像中にノイズが認められなかった。

D-2. 術中MRI下腹腔鏡下手術プロトコル

MRI誘導下にラジオ波焼灼療法を模擬し穿刺実験を行ったところ、ノイズのないニードル断面のリアルタイムMR画像と内視鏡映像を併用し、ターゲットに穿刺を行うことができた。

エタノール浸潤については、MR対応針(1.5mmφ)のアーチファクトの周囲に4秒間隔のリアルタイムMR画像で10~15mm程度の浸潤の様子をモニタリングすることが可能であった。

リンパ節の造影MRについては、リゾビスト250倍希釈液(褐色液)を胃壁に局所注入後、5~10分後にHypointensity(赤丸部分)の領域が描出された(図8)。これは、内視鏡的にもリンパ節への集積が確認され、MR画像で描出された部位と一致するため、リンパ節と考えられた。これを、医用画像解析ソフトにより抽出、モデリングを行い、AR技術により内視鏡映像中に重畳した。これにより、

内視鏡的に、リンパ節の局在を確認することが可能であった。



図8 250倍希釈リゾビストによる胃リンパ節造影MR(造影剤注入10分後)

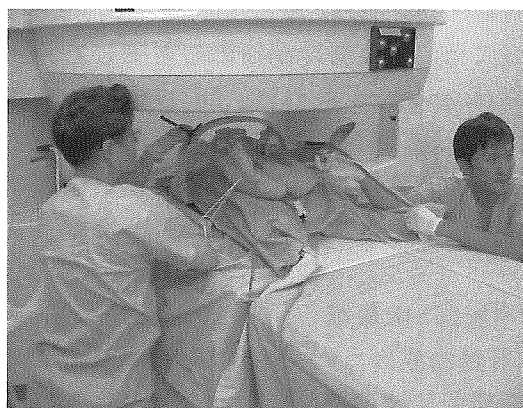


図9 MRガイド下腹腔鏡下穿刺手技実験の様子



図10 MR映像システム(左上: MRI操作画面、右上: 3DMRナビゲーション画面、左下: リアルタイムMR画像、右下: 内視鏡映像)

E. 考察

16年度時点で試作したMRI対応内視鏡システムは、テレビモニタがMR画像中へノイズをきたしたことから、内視鏡映像とリアルタイムMR画像を併用することができなかったが、今年度、シールド処理した液晶モニタと光変換器、ラインフィルタで構成したMR対応映像システムを構築することにより2つの画像情報の併用が可能となり、腹腔鏡下手術と術中MRの有機的な融合が実現したと考える。

がん治療において重要なリンパ節廓清であるが、術中にその局在を知ることは困難である。特に腹部臓器の場合、手術操作により位置が大きく動くため、術前の診断情報から、その局在を推定するのは大きな誤差を含んでいる。今回、動物実験的に検証した術中の胃周囲リンパ節造影MRは、術前診断に比べより正確なリンパ節位置の同定が可能になる。さらに、AR技術により内視鏡映像へのリンパ節重畳を実現したことは、腹腔鏡下に行われる癌切除術の精度、および切除範囲の限局による侵襲の低減を可能にすると考える。

今後は、17年度に実施した治療プロトコルについて、MRガイド下腹腔鏡下手術の実用化に向けた有用性検討、プロトコルの見直しを継続して行っていくとともに、臨床に向けた内視鏡の改良に取り組む。具体的には、狭いガントリ内での内視鏡視野の確保のため、先端のフレキシブル化を検討する。MRI対応内視鏡の改良と同時に、イメージング技術の検討も必要である。今回、検討した術中リンパ節造影のほかに、呼吸同期撮像法、神経系の検出・可視化は、腹部イメージングの画質向上、神経機能温存手術の実現に不可欠であり、今後取り組むべき課題である。

これらの研究で得られた成果は、別に開発を進めている新たな治療法やロボティクス手術支援技術との融合することにより、治療の質・精度を向上させ、“切らない外科”の実現が可能であると考えている。

F. 結論

先端CCD方式によるMRI対応内視鏡を開発し、MR対応映像システムの構築、術中MR撮影法の開発により“診断、即治療”を実現する術中MR下腹腔鏡下手術システム環境を構築した。術中診断情報の導入により、腹腔鏡下手術の安全性と正確性の向上が可能であることが示唆された。

G. 参考文献

- 1) Melzer A, Stoeckel D, Busch M, Deli M, Schmidt A, Kipfmüller K, Grönemeyer D, Seibel RMM: MR-compatible instruments for interventional MRIn:Fuflin RB, ed. *Interventional MRI*. St. Louis, USA: Mosby, 1999; 55-69
- 2) 片岡弘之, 鎮西清行, 鷺尾利克, 伊関洋, 堀智勝, 福与恒雄:MR対応構成内視鏡の開発、*J JSCAS vol.2, no.3, 2000, pp.173-174*
- 3) 森川茂廣, 犬伏俊郎, 鈴木幹男, 来見良誠, 藤村昌樹, Viswanathan Seshan,:MR対応内視鏡システムの構築とその臨床応用:*日磁医誌第21巻4号, 2001, 155-159*
- 4) 小西 晃造; 橋爪 誠; 中本 将彦; 山口 鉄蔵; 佐藤 嘉伸; 田村 進一 & 前原 喜彦, 光磁気ハイブリッド三次元位置センサによる鏡視下手術ARナビゲーションの開発; 実時間磁場歪み補正のin vivo精度検証, 第12回日本コンピュータ外科学会論文集, pp. 165-166, 2003.

H. 研究発表

1. 論文発表

- 1) 安永武史, 福与恒雄, 小西晃造, 岡崎 賢, 川辺善郎, 洪 在成, 小林毅一郎, 家入里志, 田上和夫, 中島秀彰, 橋爪 誠: 先端CCD方式を用いたMRI対応内視鏡の開発. 第14回日本コンピュータ外科学会大会/第15回日本コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集 57-58, 2005
- 2) T. Yasunaga: MRI-compatible Endoscope to

use distally-mounted CCD. The proceeding of the 2006 SAGES Annual Meeting, 2006(in press)

2. 学会発表

- 1) 安永武史、福与恒雄、小西晃造、岡崎 賢、川辺善郎、洪 在成、小林毅一郎、家入里志、田上和夫、中島秀彰、橋爪 誠: 先端CCD方式を用いたMRI対応内視鏡の開発. 第14回日本コンピュータ外科学会大会. 2005年11月19～21日、千葉
- 2) 安永武史、橋爪 誠、小西晃造、家入里志、田上和夫: 先端CCD方式を採用したMRI対応腹腔鏡の開発. 第18回日本内視鏡外科学会総会. 2005年12月7～9日、東京

I. 知的財産権の出願・登録状況

1. 実用新案登録

- 1) 特許出願番号:2003-345239、発明の名称: 電子内視鏡装置、発明者:林 友義、長野雅彦、安藤邦郎、福与恒雄、橋爪 誠、波多伸彦、登録出願年月日:平成15年10月3日(申請中)

研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
安永武史、福与恒雄、小西晃造、岡崎 賢、川辺善郎、洪 在成、小林毅一郎、家入里志、田上和夫、中島秀彰、橋爪 誠	先端CCD方式を用いたMRI対応内視鏡の開発	第14回日本コンピュータ外科学会大会/第15回日本コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集		57-58	2005年
T.Yasunaga, T.Fukuyo, K.Tanoue, K.Konishi, K.Okazaki, J.Hong, S.Ieri, H.Nakashima, M.Hashizume	MRI-compatible Endoscope to use distally-mounted CCD	The proceeding of the 2006 SAGES Annual Meeting			2006年 予定

先端 CCD 方式を用いた MRI 対応内視鏡の開発

○安永 武史^a, 福与 恒雄^a, 小西 晃造^b, 岡崎 賢^b, 川辺 善郎^a, 洪 在成^d,
小林毅一郎^c, 家入 里志^c, 田上 和夫^c, 中島 秀彰^b, 橋爪 誠^{a,c}

^a九州大学大学院災害・救急医学, ^b同大学大学院次世代低侵襲治療学講座,

^c同大学病院先端医工学診療部, ^d同大学大学院ナノバイオメディスン講座

^e新興光器製作所

MRI-compatible Endoscope to use distally-mounted CCD

T.Yasunaga^a, H. Nakashima^b, K.Tanoue^c, K.Konishi^b, K.Okazaki^b, Y.Kawabe^a, J.Hong^d, M.Nakamoto^a, S.Ieiri^c, T. Fukuyo^c, M.Hashizume^{a,c}

^aDepartment of Disaster and Emergency Medicine, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University,

^bDepartment of Innovative Medical Technology, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University,

^cCenter for the Integration of Advanced Medicine and Innovative Technology, Kyushu University Hospital

^dDepartment of Nano-biomedicine, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University,

^eShinko Optical Co. Ltd.

Abstract: Recently, it has been reported that intraoperative MRI is very useful particularly in brain surgery. In laparoscopic surgery, some also try to use intraoperative MRI. We have developed a MRI-compatible endoscope. This scope was made of brass and the CCD was placed on the distal end of the scope. We evaluated the MR safety, MR compatibility, and the quality of the laparoscopic view in vivo. The scope was not attracted to the magnet and controlled easily in the gantry. The laparoscopic view was very clear during the scanning. And also, the spin-echo MR image was not influenced by the scope. In vivo, the scope provided us with the very clear surgical view. Therefore this MRI-compatible endoscope can be applied in clinical use.

Key words: MRI-compatible endoscope, MR safe, MR compatibility

1. はじめに

脳外科分野では、術中MRIによる手術成績の向上が報告されているが[1]、腹腔鏡下手術においてもその試みがなされている[2,3]。術中MRIの腹腔鏡下手術への導入にあたっては、MRI対応内視鏡が不可欠であり、Melzer[4]、鷺尾[5]、森川[3]らが既に開発している。これらはリレーレンズ光学系で、現在普及している腹腔鏡の一般的な仕様であるが、CCDを磁場中心から離れた位置に配置することが可能である為、MRI画像中のノイズを軽減する対策としても適している。しかし、現在、腹腔鏡はリレーレンズ光学系から先端CCD方式へと移行しつつある[6]。その理由としては、リレーレンズ方式に較べて①映像が明るい②解像度が高い③更なる細径化が可能④スコープのフレキシブル化が容易、といった利点が挙げられる。そこで、我々は、先端CCD方式を採用したMRI対応内視鏡を開発し、そのMR対応性、および画質について臨床的観点から検討したので報告する。

2. 方法

MRI 対応内視鏡の先端に 1/10 インチ CCD を配し、映像信号の作動伝送用電気回路の再検討・試作、ノイ

ズ対策を施した二重シールド型の真鍮(低磁性)製スコープの試作を行った。プロセッサ、およびケーブル、コネクタ類にはノイズ対策を施した。従来の内視鏡では、スコープ基部に中継基板を配し、長さ3mのケーブルにてプロセッサに接続し信号処理を行っていたため、ケーブルがアンテナとなって、磁場に多大な悪影響を与えMRIの画質低下を招いていた。これに対して、本スコープは、信号処理部、マイコン部、差動信号変換処理部等、重要部品を中継基板内に全て収納し、ケーブル内は映像信号のみの差動伝送とした[Fig.1]。さらに、MRIの核磁気共鳴周波数を考慮し、CCD DSP部のClock信号を選択した。

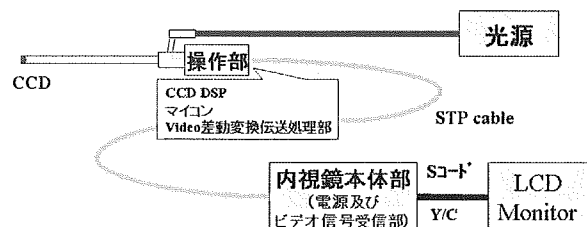


Fig.1 MRI-compatible endoscope to use distally-mounted CCD

この内視鏡の MRI 対応性をオープン MRI 装置により検証した。その検証は以下の手順で行った。

1. 磁場による引力の有無
2. CCD に対する RF パルスの影響の有無
3. CCD による MR 画像中への影響の有無

3.の検証においては、撮像シーケンスはスピンエコー (TR range/TE range, 500/40; section thickness, 5.0mm; field of view, 260mm)を用いた。撮像時、試作した内視鏡をファントム (1.8×10^{-4} mol/l の NiCl_2 水溶液)の右側に配置した。

また、この内視鏡の画質を全身麻酔下のブタの腹腔内に挿入し臨床医により評価した。

3. 結果

試作した MRI 対応内視鏡は、前述したノイズ対策により、VCCI 規定 (情報処理装置等電波障害自主規制協議会規定)のクラスB以下の低 EMI (Electro Magnetic Interference: 電磁妨害)を実現した。

1) 磁場による引力の有無

試作した内視鏡は、ガントリの周囲、ガントリ中心に置いて磁場による引力は感じられず、容易な内視鏡操作が可能であった。

2) CCD に対する RF パルスの影響の有無

RF パルス照射中の内視鏡映像中へのノイズは最小限であり、良好な視野を提供した。これは、ガントリ中心部でも同様であった。

3) CCD が発するノイズの MRI 画像中への影響の有無

Fig.2 に撮影したファントムの画像を示す。左から、ファントムのみを基準画像を(A)、内視鏡とファントムを同時に撮像した画像を(B)、(B)からファントムのみを Subtraction した画像を(C)に示す。(B)の SN 比は、(A)のそれに較べて有意な差が認められなかった。(C)は全体的な画像の乱れを認めなかった。ただし、(B)撮影時、光源、内視鏡本体部ともに電源 ON の状態である。

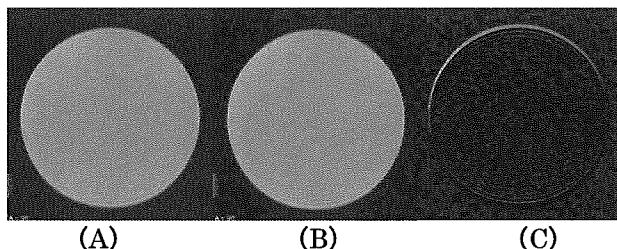


Fig.2 MR images with NiCl_2 solution

また、ブタを用いた臨床医による画像評価については、ガントリ中心、および RF パルス照射時においても良好な視野が得られ、その内視鏡映像は術野の色を忠実に再現することができた。

一方で、内視鏡映像を出力する液晶モニタ、及び録画用 HDD レコーダについてはノイズ対策が完了しておらず、モニタ、あるいはレコーダ起動時には MRI 画像中に顕著なノイズが生じた。ノイズ源となったモニタ、レコーダは、フィルタボックスの導波管を介して MRI 撮影室外に持ち出し、S 映像ケーブルで接続したが、MRI 画像中のノイズは改善されず、モニタ、レコーダの電源を OFF にしてもノイズは解消されなかった。そこで、S 映像ケーブルを内視鏡本体から外すとノイズが解消した。

4. 考察

試作した MRI 対応内視鏡は、磁場による牽引がなくブタを用いた術中の操作に支障がなかったこと、また、撮影による RF パルス照射時も鮮明な内視鏡映像が得られ、MRI 画像中にも顕著なノイズが見られなかったことから、MRI 下での腹腔鏡下手術に利用することが可能であると思われる。

ノイズ源を室外に持ち出してもノイズが解消されなかったことについては、S 映像ケーブルがアンテナとなり室外のノイズを引き込み、MRI 画像中にノイズを発生させたと思われる。これは、他の手術周辺機器 (電気メスなど)についても同様であり、今後、室内に持ち込むハードウェアのノイズ対策、設置位置、室外からの配線など詳細な検討が必要である。

5. おわりに

開発した先端 CCD 方式 MRI 対応内視鏡は、内視鏡本体による MR 画像への影響は見られなかった。今後、周辺機器等のノイズ対策が必要と思われる。

謝辞

本研究は、平成 16 年度厚生労働科学研究費補助金・基礎研究成果の臨床応用推進研究事業 (H16-トランス-006)によって行われた。

参考文献

- 1) 村垣善造ほか：術中 MRI・ナビゲーション、日本臨床、Vol.62, No.4, 697-706, 2004
- 2) Lauro A, et al., Laparoscopic and general surgery guided by open interventional magnetic resonance Minerva Chir. 59(5):507-16, 2004
- 3) 森川茂廣ほか：MR対応内視鏡システムの構築とその臨床応用、日磁医誌、第21巻、第4号、2001
- 4) Melzer A, et al.: MR-compatible instruments for interventional MRI. In:Fufin RB, Ed. Interventional MRI. St. Louis, USA: Mosby, 55-69, 1999
- 5) 鷲尾利克ほか：MR 対応内視鏡の開発、第 13 回日本コンピュータ外科学会大会論文集、129-130,2004
- 6) Olympus News Release, Oct. 2004