

Journal of Japanese Society of Pediatric Radiology



Edited by

Editor in Chief: Eiji Oguma, M.D.

Editorial Board:

Hajime Kawakami, M.D. Kazutoshi Fujita, M.D. Masataka Higuchi, M.D. Hiroshi Kamiyama, M.D. Masahiko Urao, M.D. Yoshiyuki Tsutsumi, M.D.

CONTENTS

pecial Articles Advanced and Functional Imaging of the Abdomen	
Introduction · · · Eiji Oguma	3
1. 3D CT angiography for laparoscopic colorectal surgery · · · · · · Mitsuru Matsuki, et al.	· · · · 4
2. Assessment of hepatic function with gadoxetic acid disodium-enhanced MR imaging: Overview and future prospective	12
3. Functional CT for pediatric patients · · · · · Yoshito Tsushima, et al.	19
4. Functional and kinetic MR imaging of the abdomen focusing on Time-SLIP technique	25
Case Report	
Case of segmental dilatation of the sigmoid colon · · · · · Aya Tanaka, et al.	34



日本小児放射線学会雑誌

Journal of Japanese Society of
Pediatric Radiology



目 次

特集 腹部の最新・機能画像	
特集を企画するにあたって 小熊栄二	3
1. 腹腔鏡下大腸癌手術のための3D-CT angiography · · · · · · · 松木 充,他	· · · · 4
2. Gadoxetic acid disodium造影MRIによる肝機能評価 · · · · · · · 原留弘樹,他	12
3. 小児における体幹部Functional CTの適応について対馬義人, 他	19
4. 腹部機能・動態MRイメージング -Time-SLIP法の応用を中心に	25
症例報告	
限局性S状結腸拡張症の1例 田中 彩, 他	34

平成25年度第1回日本小児放射線学会理事会 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	39
平成25年度日本小児放射線学会代議員会	42
日本小児放射線学会雑誌投稿規定 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	47

腹部の最新・機能画像

Advanced and Functional Imaging of the Abdomen

特集を企画するにあたって

小熊 栄二

埼玉県立小児医療センター 放射線科

Eiji Oguma

Department of Radiology, Saitama Children's Medical Center

本号では、CT、MRの適応領域を拡大すべく先 進的な検査を試みられているご施設から、貴重な ご寄稿4篇をいただき、特集「腹部の最新・機能 画像 をお届けする.

小児では、小さい体格、鎮静や被ばく低減への 特別な配慮の必要性など、先進的な検査技法が適 応しにくい条件があり、今回のご寄稿も成人の データのものとなる. ただ、あと一歩で小児でも 実施が可能な技法であると思われる. これらの技 法に学んで小児画像診断に活かしていきたい. と いう意味での特集テーマの設定である.

近畿大学医学部放射線医学教室, 松木 充先 生、村上卓道先生の「腹腔鏡下大腸癌手術のため の3D-CT angiography」は、腸間膜の詳細な血管 解剖をCTにより明らかにするもので、一読して 日頃の安易な腹部解剖の把握を反省させられる. 今日のCTの性能であれば、小児においてもこの レベルに近い解剖の描出が、認容しうる被ばくの 範囲内で行えるのではないかと考える. 小児にお ける適応を小児外科、小児科の先生と開拓してい きたい.

日本大学医学部放射線医学系画像診断学、原留 弘樹先生、阿部 修先生の「Gadoxetic acid disodium 造影 MRI による肝機能評価」は、肝腫瘍の造 影剤であるGd-EOB-DTPAを、その薬理機序を踏 まえて肝機能評価にも応用するもので、実践的

な信号評価の方法まで解説いただいている. 小児 の肝芽腫の病変評価にも Gd-EOB-DTPA 造影 MRI は非常に有用であり、使用例が増加している. 肝 切除、肝移植前の肝機能評価の重要性も成人と同 様であり、Gd-EOB-DTPA造影MRIによる肝機能 評価は小児においても大きな可能性を有している と思われる.

群馬大学大学院医学研究科放射線診断核医学分 野、対馬義人先生をご筆頭にご教室の先生方にな る「小児おける体幹部 Functional CTの適応につ いて」は、腹部臓器や腫瘤性病変の血流と血管透 過性の情報を造影CTから得て、機能評価や質的 診断に役立てる診断技法を紹介していただいてい る. そして小児において現実的な被ばくの範囲内 での実現性までをご検討いただいていており、実 践的で非常に得るところが多い.

川崎医科大学放射線医学、伊東克能先生の「腹 部機能・動態MRイメージング は、門脈の非造 影MRによる血流分布域の描出や、膵液・胆汁の 流れの描出という、従来見ることのできなかった 事象を画像化するもので、非常に刺激的である. 膵胆管合流異常は小児において主要な問題であり、 重要な診断技法となる可能性があると思われる.

大変に勉強になりました. ご寄稿いただいた先 生方、大変にお忙しい中、唐突な要望に快くお応 えいただき、ありがとうございました.

特集 腹部の最新・機能画像

1. 腹腔鏡下大腸癌手術のための3D-CT angiography

松木 充, 村上卓道

近畿大学医学部放射線医学教室 放射線診断学部門

3D CT angiography for laparoscopic colorectal surgery

Mitsuru Matsuki, Takamichi Murakami

Department of Radiology, Kinki University Faculty of Medicine

Abstract

Laparoscopic surgery has gained clinical acceptance as a minimally invasive technique for colorectal cancer. However, it takes a long time to resect a tumor and dissect lymph nodes, and identify and ligate the proper vessels under laparoscopic guidance. Moreover, vessels and organs can be injured during lymph node dissection and vessel ligation under laparoscopic guidance. Therefore, we utilized 3D CT angiography for preoperative assessment of vascular anatomy before laparoscopic surgery. And, USPIO, a lymphographic contrast medium of iron-containing nanoparticles, has been shown to be useful in the characterization of lymph nodes. Commonly, systematic mesocolonic lymph node dissection is performed according to the regional staging of colon cancer. However, the 3D-CT angiography fusing nodes, which were diagnosed as metastases on USPIO-enhanced MRI, may enable us to perform individual lymph node dissection.

Keywords: 3D-CT angiography, Laparoscopic surgery, Colorectal cancer, Ultrasmall superparamagnetic iron oxide particles (USPIO)

はじめに

腹腔鏡下手術は、内視鏡による拡大視効果によって細かい作業が可能になり、小さな術創のため術後疼痛や運動制限を軽減し、美容上も優れているといった利点を有する。さらに、病変部以外の腸管露出がほとんどないことも加わって、腸蠕動が術後早期に回復し、経口摂取も早く開始でき、癒着のリスクも減少する。これらによって、入院期間の短縮と早期の社会復帰といった大きな恩恵がもたらされた。しかし一方、腹腔鏡下の操作のため術野全体を捉えることが困難で、直接臓器に触ることができないといった欠点を有し、解剖学的誤認による血管、周囲臓器への損傷を引き起こ

す危険性がある.よって,われわれはバリエーションに富む大腸に関与する動静脈を非侵襲的に描出する3D-CT angiographyを大腸癌の術前マッピングとして活用し、これをVirtual CT laparoscopyと呼んでいる^{1,2)}.本稿では、Virtual CT laparoscopyの活用の実際について述べる.

腹腔鏡下大腸癌手術の適応と術式

腹腔鏡下大腸癌手術は、早期癌では、内視鏡的 粘膜切除術 (EMR) 適応外の病変を適応とし、全 部位で施行可能である. 進行癌に対しては適切な 手技や創部再発、長期予後の問題があるため、施 設により適応が異なっている. われわれの施設で は減圧不能な腸閉塞例. 高度他臟器浸潤例. 巨大 腫瘍例などを除いた進行癌に対しても腹腔鏡下手 術を施行している. リンパ節郭清は、EMR困難な M癌では1群、SM癌では2群、進行癌では3群リ ンパ節郭清を原則としている.

CT撮影方法

前処置として、腫瘍部位のマーキングのために 手術前に施行される大腸内視鏡検査の直後に、大 腸全体に適度に空気が送気された状態で撮影す る. 使用装置として64列検出器マルチスライス CT (Aquilion64) を用い、管電圧120kV、管電流 300mAのもと撮影条件は、0.5秒ローテーション、 コリメーション0.5mm、ヘリカルピッチ53(ビーム ピッチ0.828), 再構成間隔1mmとする. 造影方法 は、非イオン性造影剤300mgI/mlを用い、総量体 重 (kg) ×2~2.5 mlを自動注入器にて5 ml/秒で急 速注入する. その後、Real Prep法を用いて肝上縁 から恥骨結合まで動脈相(造影約20秒後)を撮影 し、造影50秒後より恥骨結合から肝上縁に向かっ て静脈相を撮影し(Go and Return), S状結腸, 直 腸癌症例に対しては造影5分後の排泄相を追加す る. これによって得られた3D-CT arteriography

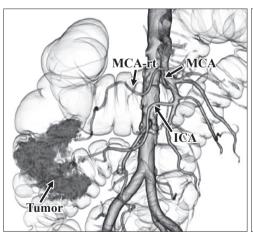
と venography, urography を融合し, multiphase fusion 画像を得る^{1,2)}. 対応すべき血管である上腸 間膜動脈. 下腸間膜動脈およびそれらの分枝には バリエーションが多く, 同時に上腸間膜静脈, 下 腸間膜静脈、性腺静脈、尿管との多彩な位置関係 が腹腔鏡下での動脈根部、静脈の処理、リンパ節 郭清を困難なものとする.よって、術前に3D-CT angiographyによって大腸に関与する動脈、静脈、 尿管の位置関係を知ることは、安全かつ迅速な手 術の遂行に有用と考えられた.

Virtual laparoscopy 活用法の実際

領域別の大腸癌に対する Virtual laparoscopy の 活用を述べる.

1) 盲腸癌、上行結腸癌に対して

進行癌の3群リンパ節郭清ではsurgical trunkに 沿って回結腸動脈根部から中結腸動脈根部までの リンパ節を郭清して血管を処理する必要がある. その郭清時に注意すべきポイントとして、a)上腸 間膜動脈から直接分岐する右結腸動脈の有無と b) 回結腸動脈と上腸間膜静脈の位置関係がある.



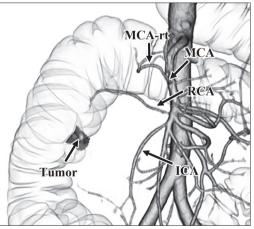
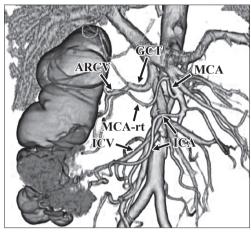


Fig.1 3D-CT arteriography

- a: 3D-CT arteriography shows no right colic artery (RCA) directly branching from the superior mesenteric artery (SMA). Therefore, in right hemicolectomy, the origins of the iliocolic artery (ICA) and right branch of middle colic artery (MCA-rt) are ligated.
- b:3D-CT arteriography shows RCA directly branching from the SMA. Therefore, in right hemicolectomy, it is necessary to carefully isolate and ligate the proximal portion of RCA during the dissection of the intermediate lymph nodes (N2) nodes along the SMA.

上腸間膜動脈から直接分岐する右結腸動脈を認め ない場合 (Fig.1a) は、回結腸動脈根部を郭清した 後、上腸間膜動脈に沿って中結腸動脈根部まで迅 速に郭清を進めることができる。しかし上腸間膜 動脈より直接分岐する右結腸動脈を認める場合 (Fig.1b), 回結腸動脈, 右結腸動脈分岐部を同定, 切離した後、中結腸動脈根部までen blocに郭清 する. また回結腸動脈が上腸間膜静脈の腹側を走 行する場合(type A) (Fig.2),回結腸動脈根部の処 理の際、その背側を走行する回結腸静脈枝や上腸 間膜静脈本幹の損傷に注意して正確に回結腸動脈 根部を処理する必要がある. しかし. 回結腸動 脈が上腸間膜静脈の背側を走行する場合 (type B) (Fig.3), 上腸間膜静脈背側の回結腸動脈に沿った 綿密なリンパ節郭清が必要となる. 3D-CT arteriography, multiphase fusion画像は, 上腸間膜動 脈から直接分岐する右結腸動脈の有無。回結腸動 脈と上腸間膜静脈の位置関係の把握に有用である.



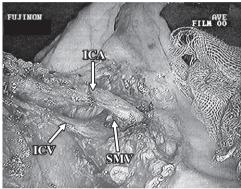


Fig.2 Multiphase fusion image (a) and intraoperative view (b)

- a: Multiphase fusion image shows clearly the iliocolic artery (ICA) running ventral to the superior mesenteric vein (SMV [type A]).
- b: In a reference to the multiphase fusion image, it is necessary to carefully isolate and ligate the proximal side of ICA without injuring the iliocolic vein (ICV) and SMV dorsal to ICA.

MCA: middle colic artery, MCA-rt: right branch of the middle colic artery,

GCT: gastrocolic trunk of Henle, ARCV: accessory right colic vein

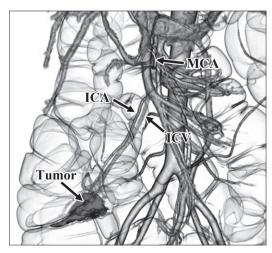


Fig.3 Multiphase fusion image

Multiphase fusion image shows clearly the ICA running dorsal to the SMV (type B). Therefore, the isolation of ICA requires meticulous dissection of the intermediate lymph nodes (N2) along the ICA dorsal to SMV.

ICV: Iliocolic vein, MCA: middle colic arterv

2) 横行結腸癌に対して

左側結腸曲進行癌は通常中結腸動脈左枝より栄 養を受けているため、左半結腸切除に際し中結腸 動脈あるいは中結腸動脈左枝を結紮、処理する. しかし、まれに副左結腸動脈によって支配され ている場合、副左結腸動脈のみを処理することに よって中結腸動脈を温存することができる. 副左 結腸動脈は、中結腸動脈分岐部より中枢側の上腸 間膜動脈より分岐し、脾彎曲部の結腸に流入する 動脈で、その頻度は欧米で4~8%、本邦で33~ 49%といわれている^{3~5)}. 3D-CT arteriographyは、 副左結腸動脈の同定に有用である(Fig.4).

3) S状結腸~直腸進行癌に対して

S状結腸~直腸進行癌の3群リンパ節郭清に対 し、本邦ではS状結腸が長い人が多く、正常腸管 を長く温存しつつ残存腸管や吻合部への血流を維 持して縫合不全を予防するため、われわれは左結 腸動脈などを温存したリンパ節郭清を行っている.

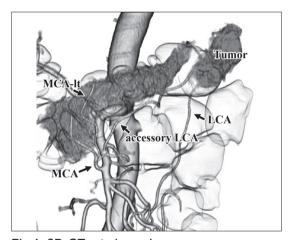


Fig.4 3D-CT arteriography

3D-CT arteriography shows clearly an accessory left colic artery (accessory LCA), which branches from the SMA and runs toward the splenic flexure along the lower border of the pancreatic body, feeding the left transverse colon cancer. With reference to the 3D-CT arteriography, it is necessary to isolate and ligate the accessory LCA with preservation of the MCA.

MCA-It: left branch of the middle colic artery

S状結腸動脈の本数、分岐パターンにはバリエー ションがあり、左結腸動脈より分岐、左結腸動脈と 同時に下腸間膜動脈より分岐、上直腸動脈より分 岐することがある(Fig.5)⁶. 例えばS状結腸進行癌 3群リンパ節郭清症例 (Fig.6) で、第1S 状結腸動脈 が左結腸動脈(LCA)から分岐し、腫瘍を支配して いることを術前に把握することができれば、中枢側 リンパ節郭清を下腸間膜動脈根部より第1S状結腸 動脈までen blocに行い、第1S状結腸動脈根部の みを処理し、左結腸動脈、上直腸動脈を温存する ことができる. さらに下腸間膜静脈を処理する際. 近傍を走行する左結腸動脈を損傷させないよう注 意する必要がある(Fig.7). またS状結腸動脈根部 処理の際、近傍を走行する尿管を(Fig.8)、また 下腸間膜動脈に沿った2群リンパ節を郭清する際. 近傍を走行する性腺静脈を損傷させないように注 意する必要がある (Fig.9). 3D-CT arteriography は腫瘍の支配血管、S状結腸動脈の分岐パターン を明瞭に描出し、multiphase fusion 画像は下腸間 膜動脈、その主要分枝と下腸間膜静脈、性腺静脈、 尿管との位置関係を明瞭に描出する.

将来展望について

大腸癌のリンパ節転移に関するCTでのサイズ診 断として①長径1~1.5 cm以上のリンパ節, ②1 cm 以下でも3個以上集合したものなどが挙げられる. また形態診断として辺縁の不明瞭なリンパ節、短

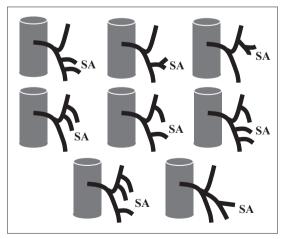
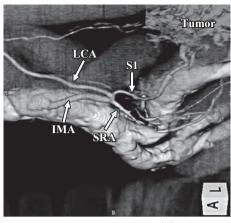


Fig.5 Variation of origin and branches of the inferior mesenteric artery



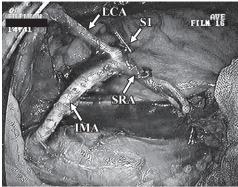


Fig.6 3D-CT arteriography (a) and intraoperative view (b)

- a:3D-CT arteriography shows 1st sigmoid colon artery (S1) branching from the LCA and feeding a sigmoid colon cancer.
- b: With reference to the 3D-CT arteriography, it is necessary to isolate and ligate accurately the proximal side of the S1, and preserve the LCA and superior rectal artery (SRA).

IMA: Inferior mesenteric artery

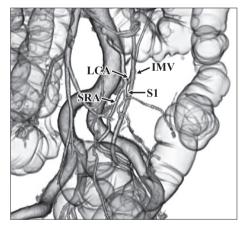


Fig.7 Multiphase fusion image

Multiphase fusion image shows clearly the IMV running near the origin of the LCA. With reference to the multiphase fusion image, it is necessary to isolate and ligate the superior mesenteric vein without injuring the LCA.

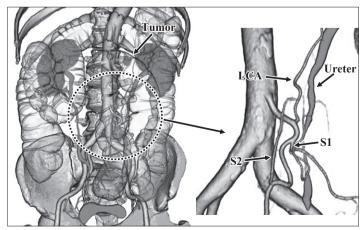


Fig.8 Multiphase fusion image

Multiphase fusion image shows clearly the ureter running near the origin of the S1. With reference to the multiphase fusion image, it is necessary to isolate and ligate the S1 without injury to the ureter.

S2: 2nd sigmoid artery

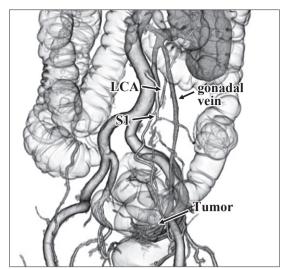


Fig.9 Multiphase fusion image Multiphase fusion image shows clearly the anatomical relationship between the SMA and gonadal vein. With reference to the multiphase fusion image, it is necessary to dissect safely the lymph nodes along the SMA without injury to the gonadal vein.

径/長径比の大きいものを転移として考える.し かし、これらの診断基準では感度はせいぜい約 45%と決して満足できるものではない. そこで Fillipponeら⁷⁾は、①長径1cm以上の結腸辺縁、結 腸傍リンパ節あるいは1cm以下でも3個以上集合 した結腸辺縁、結腸傍リンパ節を認めた場合N1, ②3個以上の内臓辺縁リンパ節を認めた場合N2、 ③長径1cm以上の後腹膜リンパ節を認めた場合N3 と診断すると成績が向上すると報告しているが、 サイズあるいは形態評価での診断能には限界があ る. 現在、欧米ではMRIのリンパ節特異性造影剤 である USPIO (ultra-small superparamagnetic iron oxide) の有用性が報告されている⁸⁾. USPIO は. 低分子量のデキストランで被覆された酸化鉄製剤 で平均粒子径は30nmより小さく、静脈内投与する とUSPIOは血管壁から間質に漏出され、その漏出 したUSPIOをマクロファージが貪食し、リンパ節 に運ぶことによってリンパ節の網内系に広く分布 する (Fig.10)⁸. 取り込まれたリンパ節は, USPIO によってT2*強調画像で信号が低下し、転移に

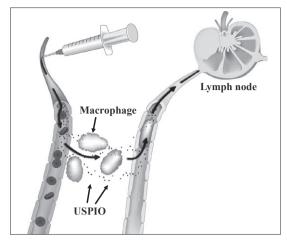


Fig.10 Lymph node accumulation mechanisms of ultrasmall superparamagnetic iron oxide particles (USPIO)

After intravenous injection of USPIO, the nanoparticles circulate systemically and access the interstitium. These nanoparticles in the interstitium are phagocytized by components of the reticuloendothelial system such as macrophages or histiocytes, and are drained through lymphatic vessels to the lymph nodes. These iron-containing nanoparticles accumulate in normal lymph nodes, enhancing susceptibility effects and reducing the nodal T2* signal. Conversely, metastatic lymph nodes lack reticuloendothelial activity, and are thus unable to take up the iron-containing nanoparticles that cause local field heterogeneity.

よって貪食能が低下したリンパ節は信号の低下が 乏しく, リンパ節の質的診断に非常に有用である (Fig.11). USPIOを用いた精度の高いリンパ節転 移の情報が得られれば、3D-CT angiographyに転 移リンパ節の情報を付加することによって、個々 の症例に合ったテーラーメードのリンパ節郭清も 可能になり (Virtual CT laparoscopy with individual lymph nodes dissection) (Fig.12), より低侵襲な 腹腔鏡下手術に寄与するものとして期待される.

おわりに

Virtual CT laparoscopy は、腹腔鏡下大腸癌手術 を安全かつ迅速に遂行する上で必要不可欠な情報

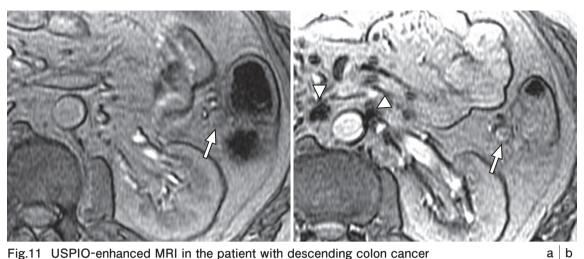


Fig.11 USPIO-enhanced MRI in the patient with descending colon cancer

a: Precontrast T2* weighted image shows enlarged paracolic lymph node (arrow).

b: On postcontrast T2* weighted image, paracolic lymph node (arrow) shows high signal, which reflects metastatic node. Paraaortic lymph nodes show complete darkening, which reflects nonmetastatic nodes.

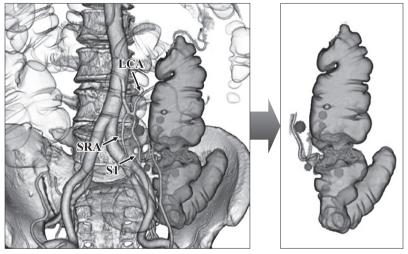


Fig.12 Virtual CT laparopscopy with individual lymph node dissection Commonly, systematic mesocolonic lymph node dissection is performed up to the root of the IMA in patients with advanced sigmoid colon cancer. However, USPIO-enhanced MRI shows lymph node metastases at the paracolic region and along the S1. Using the 3D-CT angiography fusing metastatic nodes, surgeon can perform individual lymph node dissection.

となっている. 今後, リンパ節特異性造影剤を用 いたMRIによる精度の高いリンパ節診断がVirtual CT laparoscopy に付加されるとテーラーメードの リンパ節郭清も可能になり、より低侵襲な腹腔鏡 下手術に寄与するものとして期待される.

●文献

- Matsuki M, Okuda J, Kanazawa S, et al: Virtual CT colectomy by three-dimensional imaging using multidetector-row CT for laparoscopic colorectal surgery. Abdominal imaging 2005; 30:698-708.
- Kanamoto T, Matsuki M, Okuda J, et al: Preoperative evaluation of local invasion, metastatic lymph nodes of colorectal cancer and mesenteric vascular variations using MDCT before laparoscopic surgery. J Comput Assist Tomogr 2007; 31:831-839.
- 矢田裕一, 沢井清司, 大原都桂, 他:動脈の分岐 走行とリンパ節転移状況からみた結腸癌の部位別 D2郭清術. 日消外会誌 1996; 29:710-716.

- 齊藤修治, 衣笠祐介, 塩見明生, 他:副中結腸動脈 周囲リンパ節郭清を要する脾彎曲部横行結腸癌に 対する腹腔鏡下手術. 手術 2009;63:1691-1695.
- Rusu MC, Vlad M, Voinea LM, et al: Detailed anatomy of a left accessory aberrant colic artery. Surg Radiol Anat 2008; 30:595-599.
- Zebrowski W, Augustyniak E, Zajac S, et al: Variation of origin and branches of the inferior mesenteric artery and its anastomoses. Folia Morphol 1971:30:510-517.
- 7) Filippone A. Ambrosini R. Fuschi M. et al: Preoperative T and N staging of colorectal cancer: accuracy of contrast-enhanced multi-detector row CT colonography-initial experience. Radiology 2004; 231:83-90.
- 8) Harinsinghani MG, Barentsz J, Hahn PF, et al: Noninvasive detection of clinically occult lymphnode metastases in prostate cancer. N Eng J Med 2003;348:2491-2499.

特集 腹部の最新・機能画像

2. Gadoxetic acid disodium造影 MRI による肝機能評価

原留弘樹, 阿部 修

日本大学医学部 放射線医学系画像診断学分野

Assessment of hepatic function with gadoxetic acid disodium-enhanced MR imaging: Overview and future prospective

Hiroki Haradome, Osamu Abe

Department of Radiology, Nihon University School of Medicine

Abstract

Assessment of hepatic function is crucial in the management of the patients with chronic liver disorders or to prevent liver failure after resection. Additionally, regional evaluation of hepatic function has clinically profound significance in patients with inhomogeneous local hepatic abnormalities. The newly introduced hepatocyte-specific contrast agent gadoxetic acid disodium (EOB) in the clinical setting concurrently allows for evaluating the hemodynamics of the lesions like standard extracellular contrast agents and hepatic function due to its specific uptake into the hepatocytes and lately, EOB-enhanced MR imaging has used for assessment of hepatic function as a non-invasive modality. There are several approaches of assessing hepatic function with EOB-enhanced MR imaging, which are divided into two main directions measurements of hepatic parenchymal enhancement and biliary enhancement. Some methods have already indicated that the results were closely correlated with well-established quantitative liver function tests such as ICG clearance test and also could provide regional hepatic function using the obtained liver function map. In this article, we review perceptions and utilities of EOB-enhanced MRI for the assessment hepatic function on the basis of the recent published studies and discuss the future prospective.

Keywords: Gadoxetic acid disodium, Hepatic function, MRI

はじめに

肝機能評価は、肝機能障害症例の管理や致死的な術後肝不全を防ぐ目的で重要となる。定量的肝機能検査としては、ICG (indocyanine green) 試験や^{99m}Tc-GSAシンチグラムが主なものであり、ICG 試験は総合的な肝機能評価が可能な優れた検査法で、ICG 15分値 (ICG R15) は、肝潅流 (hepatic

perfusion)を主に反映し、術後肝不全を予想する際の最も重要な検査指標である¹⁾. 99mTc-GSAシンチグラムは、アシアロ糖タンパクレセプターを介して肝細胞に取り込まれ、肝細胞自体の機能を反映することから、ICG試験を補う情報を提供する. 一方、2008年より日本に臨床導入されたガドキセト酸ナトリウム (gadoxetic acid disodium:

EOB) は、従来のガドリニウム造影剤と同様の、 ダイナミックスタディによる血流評価と、EOBが 特異なトランスポーターを介し肝細胞に選択的に 取り込まれることを利用した肝機能評価が可能で ある. この2つの特性を併せ持つことで、従来の 造影剤では得られない情報を得ることができる新 しい優れた造影剤といえる. 肝腫瘍性病変の検出 や鑑別におけるEOB造影MRIの有用性について は多くの報告がなされているところであるが、も う一つの利点である肝機能評価への有用性につい ても近年報告が活発化してきている2~11)。本稿で は、まず古典的な定量的肝機能評価法やEOBの 特性・動態などの背景的事項を解説し、EOB 造影 MRIによる肝機能診断の現状と将来的な展望に ついて概説したい.

定量的肝機能評価法

定量的肝機能検査には、ICG試験と99mTc-GSA シンチグラムの主に二つのものがある.

1) ICG 試験

ICG試験は、ICGを経静脈的に投与し肝機能や 肝予備能を評価する色素付加試験である. また, ICG試験は、定量的肝機能検査の主軸となる検査 法であり、その指標は肝切除後の肝不全を唯一予 見できるとされる¹⁾. 投与されたICGは血中のリポ 蛋白と結合し、肝細胞に取り込まれ、抱合を受け ることなく胆汁に排出される. ICGの血中から胆汁 への移行は主として肝有効血流量と肝細胞の色素 摂取量により決定される. ICG試験では、ICG停滞 15 分値 (ICG R15) を主な指標とし、主として肝潅流 (hepatic perfusion) を反映するとされている. 肝硬 変例では、ICG R15は上昇するが、これは肝内シャ ントと類洞毛細血管化 (sinusoidal capillarization) が関与していると言われている1). つまり、肝内 シャントは、肝潅流を減少させ、類洞毛細血管 化は、ICGとアルブミンの結合を妨げて、ICGの 肝細胞への取り込みを低下させる.大肝切除術 (major hepatectomy) では、ICG R15 14%、小肝切 除術 (minor hepatectomy) では、ICG R15 23%が安 全限界とされる. 実際の肝切除率を決定する際に は、ICG R15値とCTで計測した残肝容積の双方よ り判断する. また, 肝の最大色素排泄能の評価指 標として、最大除去率 (Rmax) を算出することも

あるが、これには負荷量を変えて2回以上のICG 試験を行う必要がある. Rmax は残存肝機能予想 に適した指標で、肝切除範囲の推定に有用である ほか, 不顕性肝硬変の診断や肝硬変の進行度や予 後推定にも有用性がある.

2) ^{99m}Tc-GSA シンチグラム

^{99m}Tc-GSAシンチグラムは、^{99m}Tc-GSAがアシアロ 糖タンパク受容体を介して肝細胞に取り込まれる ことを利用して、肝機能を評価する核医学検査法 である。 血中消失率である HH15 (liver 15/heart 3) と肝集積率である。LHL15 (liver 15+heart 15+ liver 15) の二つを評価指標として用いる. LHL15 はICG R15や術後合併症と相関するとされている. また、残存肝のアシアロ糖タンパク受容体量は、 術後肝不全と密接な関係があると報告されている. 日常臨床では^{99m}Tc-GSAシンチグラムは、黄疸や ICGアレルギーがあり、ICG試験が施行できない 症例に対しての肝機能評価として主に用いられて いる. なお、^{99m}Tc-GSAシンチグラムは、空間分 解能の点で後述するEOB造影MRIに比べ劣る欠 点がある.

EOB特性と薬理動態

EOBは、水溶性のGd-DTPAを基本骨格として、 側鎖に脂溶性のエトキシベンジル基(EOB, ethoxybenzyl) を導入することで、従来のGd-DTPAの細 胞外液性造影剤の特性に加えて、肝細胞へ特異的 に取り込まれる特徴を持つ造影剤である(Fig.1). 投与後早期は、従来のGd製剤と同様の動態を示 し、ダイナミックによる腫瘍血流の評価が可能 であり、非特異的に細胞外液 (extracellular fluid: ECF, 血管内+組織間隙)に分布する. その後は, 投与された造影剤の約50%は特異的なトランス $\mathcal{R} - \mathcal{I} - \mathcal{I}$ (organic anion transporting polypeptides: OATP B1/B3=OATP 2/8) を介して肝細胞に取り 込まれ、ATP依存性のトランスポーター (multidrug resistance protein: Mrp 2) を介して胆道系に排出 される. 残り約50%のEOBは糸球体濾過され、 腎臓から尿中に排出される. EOB 濃度と投与量 (0.25 mol/ℓ, 0.025 mmol/kg) は, 共に従来のGd製 剤のもの (0.5 mol/ℓ, 0.1 mmol/kg) より低いが、血 液中のタンパク(アルブミン)と10%程度が結合す ることで、従来のGd製剤に比べ強いT1緩和(T1 relaxivity)を示し、高い造影効果が得られる.水、 血液 (rat), 肝臓 (rat) における EOBのT1 relaxivity は、それぞれ5.3ℓ/mmol·sec、11.2ℓ/mmol·sec、16.6 ℓ /mmol·sec であり肝臓で最も高い値を示す $^{12)}$. こ れに対してGd-DTPAでは、いずれの状態でもEOB の水における緩和時間と同等の5ℓ/mmol·secとされ る. なお. 抗生剤のエリスロマイシンは. OATP1 系の受容体でEOBと競合することが知られている が、抗生剤投与下においてもEOB造影MRIの肝造 影能に有意な影響を与えないと報告されている13). EOBの肝細胞への取り込みは、投与後約90秒か ら始まり、2分後に平衡状態となってECFに広く 分布する.

また、約10分後からは肝細胞造影相となり、肝 臓は強く増強され、血管は低信号化し、平均12分 で総胆管にEOBの排出がみられる。少なくとも投 与後20分までには、良好な肝細胞相となり、肝臓 の増強効果は約2時間持続する。なお、ECFに分布 するEOBのT1短縮効果(8.7ℓ/mmol·sec)は、肝細胞 のもの $(16.1\ell/\ell/\text{mmol·sec})$ と比べ約半分とされる.

EOB造影MRIによる肝機能評価

EOB造影MRIによる肝機能評価方法は、肝実 質の造影効果を用いるものと、胆道へ排出された EOBの造影効果を用いる二つのものに大別され る. Table 1に各方法の利点、欠点などを示す.

1. 肝実質の造影効果を用いる方法

この方法には、1) 造影比 (contrast ratio)、2) 緩 和時間計測 (MR relaxometry), 3) 造影ダイナミッ ク (dynamic contrast-enhanced MRI : DCE-MRI) の三つが用いられる.

1) Liver-spleen signal intensity ratio (LSR). Hepatocellular uptake index (HUI)

EOB造影後の肝信号に影響を与える因子には 主に二つのものがある.一つは肝細胞に取り込ま れたEOBによる造影効果であり、もう一つは血管 内と間質の総和であるECFに分布したEOBによ るものである. 肝機能評価には肝細胞へのEOB 取り込み率が問題となるので、EOB造影後の単 に肝信号を計測するだけでは不十分であり、ECF

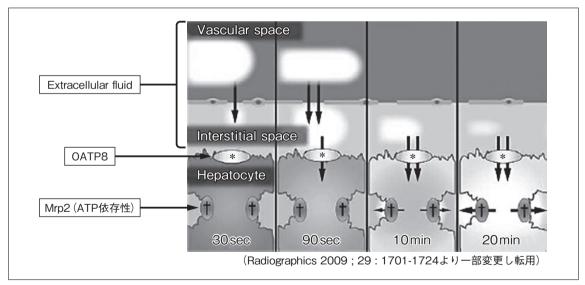


Fig.1 EOBの動態

投与後早期には、EOBは非特異的に細胞外液 (extracellular fluid:血管内+組織間隙) に分布し、 約50%は特異的なトランスポーター(OATP8)を介して肝細胞に取り込まれ、その後、ATP依存 性のトランスポーター(Mrp2)を介して胆道系に排出される。また、肝細胞への取り込みは、投与 後約90秒から始まり、2分後に平衡状態となりECFに広く分布する。約10分からは肝細胞造影 相となり、平均12分で総胆管に排出がみられる、投与後20分までには、良好な肝細胞相が得られ、 肝臓の増強効果は約2時間持続する.

Table 1 EOB造影 MRI による肝機能評価の各方法とその主な特徴

方 法	主な特徴
Liver enhancement	
1. Contrast Ratio (LSR, HUI, etc)	・簡便であり、最も普及している指標 ・ECFに分布したEOBの造影能を加味し、計測した肝容積を組み合わせることで、分肝機能評価も可能 ・機種や撮影パラメーターの依存性があり、再現性にやや問題がある
2. MR Relaxometry (T1/T2* mapping)	・MRIの信号強度は絶対値ではなく、計測値に変動があるが、この手法では絶対値に近い評価ができる・結果をmapで表示することにより、分肝機能評価が可能・専用のソフトと撮影シーケンスが必要・ECFに分布したEOBや肝血流の影響を受ける
3. DCE-MRI (HEF, irBF, MTT, etc)	・肝機能と肝血流の双方の評価が可能 ・専用の解析ソフトと複雑な解析が必要 ・複数点での信号計測が必要であり撮影時間が延長するため、動き(呼吸など)による影響を受けやすい ・再現性について今後の検討が必要
Biliary enhancement	・追加撮影は不必要で,ルチーンプロトコール範囲内で行え,解析に特別なソフトも不要 ・胆汁排出レベルの機能評価に有効 ・胆汁の流れに障害をきたす胆道疾患例では評価困難

*Abbreviation; DCE-MRI=dynamic contrast-enhanced MRI, LSR=liver-spleen signal intensity ratio HUI=hepatocellular uptake index. HEF=hepatic extraction fraction irBF=input-relative blood flow, MTT=mean transient time

に分布したEOBの造影効果の影響を考慮する必 要がある.正常例では、肝臓と脾臓のECFの量は 概ね同等とされ、脾臓ではEOBの取り込みはな いので、脾臓の造影効果は、ECFに分布したEOB の造影効果とよく相関すると考えられる. つま り、EOB造影後の脾信号は、肝のECFに分布した EOBの信号と類似したものと扱うことができる. したがって、肝臓と脾臓の信号比を用いることで、 EOB取り込み率を簡易的評価することが可能で ある (Fig.2). Motosugi らは²⁾, 主要な血液生化学 検査(血清アルブミン値、総ビリルビン値、プロ トロンビン値)、Child-Pugh 分類、ICG 15分値と EOBで良好な肝造影が得られたとした時 (LSR 1.5 以上)の相関関係を検討し、Child-Pugh 分類、ICG 15分値で有意な相関が見られたと報告した. ま た, ICG 15分値のみが、良好な肝造影が得られる 指標として有意差があり、LSRの分肝機能の評価 への有効性が示唆されたと考察している. Nishie らは³⁾、LSR、LMRとTcGSAシンチグラム(LHL 15, HH 15) との相関を検討しているが、いずれ も中等度の相関があったとしている. Yamadaら

は⁴⁾、LSRに加えてさらに肝容積 (VI) を考慮した 指標である, hepatocellular uptake index (HUI: V1 [(L₂₀/S₂₀)-1])を提唱し、ICG消退率と非常に良 い相関が得られたとし、この指標では肝容積を評 価要素に組み入れているため、残存肝機能評価へ の有用性も示されたと報告している。また、この 報告では、脾腫がHUI値に与える影響についても 指摘している点も興味深い、つまり、門脈圧亢進 症による脾腫では、赤色髄の過形成が生じ、血管 床の密度が低下して、その結果ECFが減少する ことが動物モデルの検証から知られている. した がって、脾腫を伴う症例では、ECF減少に伴い、 Sっが小さくなって、HUIが実際より大きい値を 示す可能性があり、この報告でも脾臓の容積(Vs) が、HUIとICG消退率の相関に有意な影響を与え たとし、さらに正確な指標を算出するためには、 Vsを考慮する必要があると考察している.

2) MR Relaxometry (T1 mapping, T2* mapping)

CT値とは異なり MRI の信号強度は、絶対値で はなく、RF 増幅器の増幅率等により常に変化して いる。そのため、正確で再現性のある信号強度の

計測には比較的限界がある。これに対して、T1緩 和時間(R1)やT2*緩和時間は絶対値に近く、信号 強度計測に対して様々な影響を受けにくいという 点では、理想的な指標と言える、正常肝実質のT1 緩和時間は3Tで約800~900msec, 1.5Tで約500~ 600msecである. Katsubeらは⁵⁾、3T MRIを用い て、健常群、慢性肝炎群、Child-Pugh A肝硬変群、 Child-Pugh B 肝 硬 変 群 を 対 象 に、Lock-Locker sequenceから得られたEOB造影後のT1 mapping を元にT1緩和時間を計測し、肝機能評価への応 用について検討している. 健常群では、EOB投 与後18分で肝実質のT1緩和時間は400msec程度 に短縮するが、慢性肝炎や肝硬変群 (Child-Pugh A, B) では、500~700 msec 程度であり短縮の程度 が減弱し、Child-Pugh Aと健常群、Child-Pugh B 肝硬変群とその他の群との間に有意差がみられた としている。また、EOB投与後18分でのT1緩和 時間の短縮率は、健常群が約60%、慢性肝炎群が 約61%, Child-Pugh A肝硬変群が約55%, Child-Pugh B肝硬変群が約45%であり、Child-Pugh B 肝硬変群ではその他の群と比較して有意差が見ら れ、T1緩和時間の短縮率45%をChild-Pugh B肝 硬変診断のcut off値とした時の感度、特異度、正 診断度は82.3%、85.1%、84.6%であったとして いる. なお、慢性肝障害例でEOBによる肝のT1 緩和時間が延長する要因としては、肝炎や肝硬変 では、OATP8やMrp2の発現が低下すると報告さ れているので、これが主な要因と考えられる.

この報告では、軽度の慢性肝障害例での群分け が不十分であったが、静磁場強度やT1計測方法 (Lock-Locker sequence) を変えてさらに検討する 必要があると考えられる。なお、同様の手法で通 常の脂肪肝とNASHを鑑別する試みもなされてい て、この報告では良好な結果が得られているので、 EOB造影MRIの肝線維化の評価への有用性も示 されている^{6,7)}. 一方. EOBは強いT1短縮効果を持 つ特性があることから、通常はT1強調画像(脂肪 抑制3DグラディエントT1強調画像)で撮像を行う が、T1短縮効果に比べるとその程度はやや弱いが T2/T2*短縮効果も合わせ持っている. このことを 利用して、慢性肝障害例では、OATP1やMrp 2の 機能低下が生じ、肝機能障害重症度に応じてEOB によるT2/T2*短縮効果が減弱すると予想される ことから、T2* mappingも用いた肝機能評価も試 みられている. Katsubeらは⁸⁾, 3T MRIを用い, 健 常群, Child-Pugh A肝硬変群, Child-Pugh B肝硬

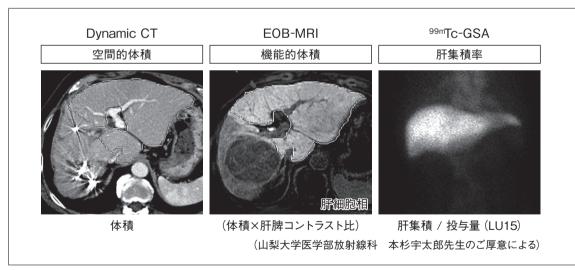


Fig.2 EOB造影 MRI による肝予備能推定

肝脾コントラスト比と肝容積の計測から、分肝機能を推定することが可能である.また、得られ た値は、ICG R15と良い相関が得られ、肝予備能推定に有効である.これに対して、従来のCT を用いた, 肝容積計測による推定では、過小評価する傾向がある。 また, TcGSA シンチグラムでは、 推定値の再現性にやや乏しい欠点がある.

変群を対象に、検討を行っているが、EOB投与後 18分で健常群とChild-Pugh A肝硬変群のT2*緩和 時間は有意に低下したのに対して、Child-Pugh B 肝硬変群では造影前後で顕著な変化は見られな かったとしている。また、同様にT2*緩和時間減 少率も、健常群では15%程度、Child-Pugh A肝硬 変群では10%程度の有意な減少がみられるのに 対して、Child-Pugh B肝硬変群では3%未満とほ ぼ変化がなく、健常群とChild-Pugh B肝硬変群、 Child-Pugh A肝硬変群とChild-Pugh B肝硬変群 との間に有意差がみられ、T1 mapping 同様肝機 能重症度評価推定や分肝臓機能評価への有用性が 示されたとも報告している.

3) 造影ダイナミック

(dynamic contrast-enhanced MRI: DCE-MRI)

DCE-MRIは、T1強調画像においてGd製剤造 影後のtime-intensity curveを計測することで、肝 の perfusion や肝実質の微小循環状態 (microcirculatory status) を評価する手法であり、先行して頭 部領域の perfusion 評価法として広く普及してい る. また. 近年ではEOBを用いたDCE-MRIによ る肝機能評価もいくつかの報告があり、この方法 では肝機能と肝血流の双方の評価が可能なことが 特徴である. 評価指標としては、hepatic extraction fraction (HEF), input-relative blood flow (irBF), mean transient time (MTT) などの deconvolution 解析を用いた、model-free parameterが主なもの であり、その算出には専用のソフトウェアを使用す る必要がある. HEFは肝からのtracer (造影剤) の 排出能をirBFは肝臓のROI内に流入するピーク血 流量を反映している。また、MTTはROI内を造影 剤が通過する平均時間を示し、胆管への造影剤の 排出あるいは腎臓などからのvascular washoutを 反映している. Nilssonらは⁹⁾, 原発性胆汁性肝 硬変 (primary biliary cirrhosis: PBC) 群と健常コ ントロール群を対象として検討を行い、PBC群 HEFとMTTは健常群と比べて有意に低下してい たことを示し、 肝機能障害を反映した結果である と考察している。また、計測HEF値より肝機能 マップを作成することで、分肝機能評価への有用 性が示唆されるとも報告している. 一方、Chenら は¹⁰⁾, dual-input single compartment model を用い た検討で、動脈血流量が軽度の肝線維化評価の良

い指標であることを報告しており、肝線維化評価 にはirBF等の血流指標が有用であることが示唆さ れている.

欠点としては, 専用の解析ソフトと複雑な解析 が必要である点や、複数点での信号計測が必要で 撮影に時間を要するため、動き(呼吸など)による 影響を受けやすい点などがある. また、解析方法 については未だ確立されたものではなく. 再現性 に関する検討も今後必要である.

2. 胆道の信号強度を用いる方法

胆道に排出されたEOBの信号強度を計測する ことにより肝機能評価を推定する試みもなされて いる. Takao らは¹¹⁾, 健常群と慢性肝障害群を対象 にEOB投与後5~30分の胆道系の信号を計測し、 信号のピーク時間は健常群と慢性肝障害群いずれ も投与後30分であり、慢性肝障害群では総肝管と 総胆管の信号強度は有意に低かった(総胆管:健 常群=4.28, 慢性肝障害群=3.35)と報告している. また、胆道信号強度変化は、ICG R15とよく相関 し、肝機能を反映していることが示唆されたとし ている. なお、肝機能評価には直接関係ないが、 高度狭窄/閉塞による胆管拡張では、胆道への EOB排出を認めないことが観察されている. これ に対して先天性など閉塞機転のない胆管拡張では、 EOBの排出により胆道が造影されるので、胆管拡 張の原因における鑑別に役立つものと思われる.

将来的展望

EOB 造影 MRI による肝機能診断の指標には、上 述したように多くのものがあるが、現時点では簡 便なLSRやECFに分布したEOBの造影効果を考 慮したLSRが最も有力な指標であると考えられる. 特に、Yamadaらは、LSRに肝容積を組み入れた HUI を提唱していて、この指標は定量的肝機能評 価で最も信頼を得ている、ICG R15ともよく相関 することに加えて, 分肝機能も定量的に評価で きることから、さらに高い有用性が示されてい る. 専用の解析ソフトウェアが必要にはなるが, DCE-MRIによる肝機能評価も進んできており、 HEFやMMTは肝機能と、irBFは肝線維化との相 関が示唆されていて、興味深い. さらに、日常臨 床で簡便に応用するためには、これらの知見を生

かしたアプリケーションソフトの商品化も重要になってくると思われる。また、肝機能には、EOBの肝細胞への取り込みと排出の2つのレベルがあり、これらを分離評価することも、今後は重要になってくると考えられ、機能評価のみならず、PBCなどの従来の画像診断法では、十分に診断できない肝胆道系疾患の鑑別への応用も期待される。

おわりに

EOB造影MRIによる肝機能診断の現状と将来的な展望について概説した。上述したように現時点では、いずれも成人例における報告となるが、今後は小児例における応用も期待されるところであり、特に胆道閉鎖症や先天性胆管拡張等の胆道疾患診断評価における有用性が見込まれると思われる。

●文献

- Seyama Y, Kokudo N: Assessment of liver function for safe hepatic resection. Hepatology Research 2009; 39: 107-116.
- Motosugi U, Ichikawa T, Sou H, et al: Liver Parenchymal Enhancement of Hepatocyte-Phase Images in Gd-EOB-DTPA-Enhanced MR Imaging: Which Biological Markers of the Liver Function Affect the Enhancement? J Magn Reson Imaging 2009; 30:1042-1046.
- Nishie A, Ushijima Y, Tajima T, et al: Quantitative analysis of liver function using superparamagnetic iron oxide- and Gd-EOB-DTPA-enhanced MRI: Comparison with Technetium-99m galactosyl serum albumin scintigraphy. Eur J Radiol 2011 Mar 22.
- 4) Yamada A, Hara T, Li F, et al : Quantitative Evaluation of Liver Function with Use of Gadoxetate Disodium-enhanced MR Imaging. Radiology 2011; 260: 727-723.

- 5) Katsube T, Okada M, Kumano S, et al: Estimation of Liver Function Using T1 Mapping on Gd-EOB-DTPA-Enhanced Magnetic Resonance Imaging. Invest Radiol 2011; 46: 277-283.
- 6) Tsuda N, Okada M, Murakami T: Potential of gadolinium- ethoxybenzyl-diethylenetriamine pentaacetic acid (Gd-EOB-DTPA) for differential diagnosis of nonalcoholic steatohepatitis and fatty liver in rats using magnetic resonance imaging. Invest Radiol 2007: 42: 242-247.
- 7) Tsuda N, Matsui O: Signal profile on Gd-EOB-DTPA-enhanced MR imaging in non-alcoholic steatohepatitis and liver cirrhosis induced in rats: correlation with transporter expression. Eur Radiol 2011; 21: 2542-2550.
- 8) Katsube T, Okada M, Kumano S, et al: Estimation of liver function using T2*mapping on gadoliniumethoxybenzyl diethylenetriamine pentaaceticacid enhanced magnetic resonance imaging. Eur J Radiol 2012; 81: 1460-1464.
- Nilsson H, Blomqvist L, Douglas L, et al: Assessment of liver function in primary biliary cirrhosis using Gd-EOB-DTPA-enhanced liver MRI. HPB (Oxford) 2010; 12: 567-576.
- 10) Chen BB, Hsu CY, Yu CW, et al: Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging with Gd-EOB-DTPA for the evaluation of liver fibrosis in chronic hepatitis patients. Eur Radiol 2012; 22: 171-180.
- 11) Takao H, Akai H, Tajima T, et al: MR imaging of the biliary tract with Gd-EOB-DTPA: Effect of liver function on signal intensity. Eur J Radiol 2011; 77: 325-329.
- 12) Schuhmann-Giampieri G, Schmitt-Willich H, Press WR, et al: Preclinical evaluation of Gd-EOB-DTPA as a contrast agent in MR imaging of the hepatobiliary system. Radiology 1992; 183: 59-64.
- 13) Huppertz A, Breuer J, Fels LM, et al: Evaluation of possible drug-drug interaction between gadoxetic acid and erythromycin as an inhibitor of organic anion transporting peptides (OATP). J Magn Reson Imaging 2011; 33: 409-416.

隼 腹部の最新・機能画像

3. 小児における体幹部 Functional CTの適応について

対馬義人, 宮崎将也, 中野祥子, 福島康宏1)

群馬大学大学院医学系研究科 放射線診断核医学分野,群馬大学医学部附属病院 放射線部1)

Functional CT for pediatric patients

Yoshito Tsushima, Masaya Miyazaki, Sachiko Nakano, Yasuhiro Fukushima¹⁾

Department of Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine, Gunma University School of Medicine Department of Radiology, Gunma University Hospital¹

Abstract

Functional CT is a novel technique to demonstrate functional information along with high-resolution CT images. Time-density curves are constructed from dynamic CT data after bolus injection of iodinated contrast media, and blood perfusion (BP), blood volume (BV), mean transit time (MTT) and capillary permeability etc. can be estimated. The data are analyzed pixel-by-pixel and, the functional information is demonstrated with a color map. This technique is attractive, but there have been two major limitations. First, considerable radiation exposure has hindered the application of this technique for pediatric patients and also for benign diseases even in adult patients. However, resent technical advances have resulted in a considerable decrease of radiation exposure. Second, only one slice image was created by using a single-slice CT, and even using a multi-detector CT only a part of an organ was able to be scanned. But multi-detector CT and advanced shuttle scan technique may enable us to obtain 3D-functional images of an organ (such as liver) or a large mass lesion.

The most promising application of functional CT is the early evaluation of systemic chemotherapy of cancer patients: when the chemotherapy is effective, functional changes such as a decrease of BP may be observed before the tumor size is decreased.

Keywords: Functional Computed Tomography (CT), Perfusion Computed Tomography (CT), Pediatrics

はじめに

Functional CTは頭部における脳実質血流分布 マップを作成することから始まり、程なくして上 腹部臓器に適応された。研究が開始された当初は CT装置の能力、特に時間分解能が十分でなく、そ の測定は正確とはいいかねるものであった. また 通常は1スライスのみ血流マップを作成できるに すぎず、例えば肝臓全体の画像を得るといったこ とは不可能であり、長く一部の研究者が取り組む リサーチツールにすぎないものであった. さらに, 同一箇所を少なくとも20秒以上連続的にスキャン しデータを得る必要があるため、患者被ばく線量 が無視できず、その応用は主に悪性腫瘍を対象と したものであり、良性疾患に用いることは躊躇さ れた、実際に頭部 Perfusion CT において、不適切 な撮影条件設定により、過大な被ばくを生じ、頭 部の脱毛や脳実質に対する影響が生じてしまった 例が報告されている。特に小児に対する適応には 非常に慎重でなければならず、現在においても頭 部を除けば事実上小児に応用したという報告は見 当たらない. 筆者も小児にFunctional CTを適応し た経験は皆無である.

しかしながら、最近の技術進歩によって、時間 分解能は1秒以下となり、また multidetector CT を用いることによって、一度の検査で一つの臓器、 **例えば脳であるとか、肝臓、膵臓といった臓器全** 体についてマップを作成することが可能となり、 一挙に臨床応用へのハードルが下がっている。患 者被ばく線量も様々な新しい技術によって、目に 見えて減少しており、そろそろ良性疾患や小児に 対する適応も現実味を帯びつつある. この項では、 Functional CTの技術を小児に適応するにあたっ ての問題点等について解説する.

何が解るのか

CTを用いて、どのような "function" が画像化で きるのであろうか. 特殊な造影剤を利用すること によって、肝臓線維化の程度を測定しようという 試みもあるようだが、臨床応用には遠い道のりが あるように思われる1). 現在臨床的に得ることが可 能な主な情報は臓器血流と血管透過性の測定であ る^{2,3)}. いずれもヨード造影剤を急速静注し、その 時間濃度曲線から血流量 (blood perfusion [BP]). あるいは血液量 (blood volume [BV]). 平均通過 時間 (mean transit time [MTT]), 血管透過性 (permeability) などを求めようとするものである. 血 流データを得る方法をPerfusion CT, 血管透過性 情報についてはPermeability CT、両者をあわせて Functional CTと呼んでいる.

臓器血流測定については、まず頭部や脾臓、膵 臓などでその試みがなされ、次に肝臓に適応され た、実質臓器のびまん性疾患や、血管障害、悪性 腫瘍が対象とされており、現在最も一般的に用いら れているのは脳血管障害を対象としたものだろう.

玾 原

詳細な撮影原理についてはすでに多くの解説が あるので、それらを参照されたい、基本的にはヨー

ド造影剤を急速静注し、インプットとなる血管(胸 腹部であれば大動脈)と対象臓器の時間濃度曲線 を得て、それから各種情報を計算する、単に関心 領域(ROI)から時間濃度曲線を得て、ROI内のBP (単位はme/min/me, me/min/100meあるいはme/min/g などとなる)を計算することもできるが、一般に はピクセル毎に計算し、カラーマップとして表示 する. 3Dでデータを得れば、3Dの血流マップを 作成することができる.

BPの計算方法はいくつか提案されており. maximum-slope method が最も単純であるが、急 速静注のスピードが十分に速い (一般に少なくと も5ml/sec程度)必要があり、避けがたい欠点で ある. 原理的に対象臓器の時間濃度曲線の傾きが 最大になる時点で、静脈からの造影剤の流出がな いことが正確な測定のための条件となる. 静注ス ピードが遅いとこの条件を満たさず、測定は過小 評価となる4). 腹部臓器では特に腎臓の循環時間 が短いことが知られており、一般にこの条件を満 たすことは難しい⁵⁾. その他、deconvolution 法や compartment-model法などといわれる方法も利用 されているが、計算はかなり複雑なものとなる. 実質臓器の局所血流量等をin vivoで絶対値とし て測定する方法は、現在のところCTを用いた方 法しか存在しないため、測定値の正確性を検証す ることが困難であることが、この方法の信頼性獲 得のための高いハードルとなっていた. 実際のと ころ、例えばin vivoにて膵臓の血流を測定したと する報告はいくつもあるが、報告されている値に は大きなばらつきがある6. 実験的報告をみても BPはいくらか過小評価となるようである⁷⁾. 特に 心筋血流の測定について microsphere 法 (実質臓 器血流測定の実験的gold standardといえる)と比 較されており、過小評価が報告されている8,9).

実際の撮影にあたっては、呼吸停止不良による 位置ずれも非常に大きな問題であり、これを補正 するためにさまざまな方法が試みられている. 初 期の検討では、位置ずれによって全く計算不能な 例も少なくなかった、これからの検討では、3D 位置合わせソフトウェアの併用は必須といえよう.

血管透過性測定には一般にPatlak plot法が用い られる. これは核医学で古くから使われている方 法である.

いずれにせよ、さまざまな撮影方法や計算方法 が試みられており、またそれらが使用する機器 メーカーによって異なり、多くの場合計算方法の 詳細はブラックボックスとなっている。今後、撮 影方法や計算方法の標準化と、測定の正確性につ いての更なる検討が必要である.

臨床的期待

腹部に限らず悪性腫瘍に適応した報告は多い. ほとんどの肝腫瘍は動脈血流が非腫瘍部よりも多 く、門脈血流はほぼゼロの病変として描出される (Fig.1). 動脈血流は実に様々な値を呈するので 質的診断に利用できそうであるが、まだ研究途上 と言わざるをえない10). 肺腫瘤性病変については 良悪性の鑑別に有用であったとの報告がある11).

筆者らが最も期待している適応は、 悪性腫瘍の 治療効果早期判定である、腹部の例ではなく、ま た小児の例でもないが、成人の肺癌の例をFig.2 に示す. 全身化学療法を実施し、効果があったと しても腫瘍が速やかに縮小するとは限らないが. 画像診断における効果判定は一般に腫瘍径の縮小 によるものである。しかし腫瘍径に変化がなくて も内部の造影効果が低下するといったことはしば

しば経験される. そのような場合には定性的に効 果判定が可能な場合もあると思われるが、腫瘍血 流を定量的に評価可能であれば、その臨床的有用 性は明らかである¹²⁾. Fig.2の症例は化学療法の 効果が明らかに認められた例であるが、腫瘍径が 縮小する前に腫瘍血流の低下が観察されている。 同様の減少は転移性肝腫瘍でも観察されることが ある。最近は18FDG-PETとの併用によってより 詳細な情報が得られるとの報告もある13~16). PET との併用は病態の理解などにも寄与するかもしれ ない

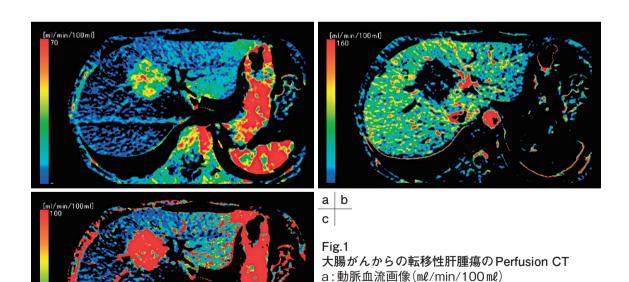
実質臓器びまん性疾患への応用にも多くの報告 がある. 慢性肝疾患では門脈血流の低下と動脈血 流の増加が観察されているが、Perfusion CTは肝 実質レベルでこのような変化が定量的に測定可能 なほとんど唯一の方法である。種々の症例に実施 してみると従来気がつかなかった所見が得られる ことがしばしばあり、病態理解のためにも有用で あることが多く、驚かされる、たとえば門脈圧の 上昇と共に、脾臓の単位体積当たりの血流量は低 下する。

膵臓では加齢による血流低下が観察されている が、最近は急性膵炎の早期重症度診断への応用が

b: 門脈血流画像(ml/min/100 ml) c: 全血流に対する動脈血流の割合(%)

ほとんどの場合ほぼゼロである(b).

多くの肝腫瘍は非腫瘍部よりも多血性に描出され るが(a)、その血流の値は様々である、門脈血流は



期待されている17). また、急性膵炎の肝血流への 影響も描出されており、興味深い18). 肝膿瘍など の炎症性疾患でも、膿瘍周囲の動脈血流の増加と 門脈血流の低下などが定量的に観察される19,20).

腎臓皮質と髄質の血流には5~10倍程度の差が あるが、Perfusion CTはこの差を見事に描出する (ただし絶対値としては過小評価であることは間 違いない). また腎臓においては血管透過性がそ のまま腎機能 (糸球体濾過量; GFR) を反映する. 糖尿病腎症による早期のGFR上昇と、進行によ る低下、さらに分腎機能の評価などへの応用が報 告されている。10回程度の撮影で十分なGFR測

定が可能であると報告されており、計算簡略化の ためのソフトウェアなども開発されている21).

撮影方法

少なくとも30秒程度のダイナミックスタディの データが必要であり、BPを測定しようとすれば 時間分解能は動脈相では2秒以下である必要があ る. Z軸(体軸)方向のスキャン範囲はCT装置の 能力に依存する、シャトルスキャンを用いて、ス キャン範囲を広げる試みもなされている。必然的 に時間分解能が低下することになるが. 筆者らが 現在使用しているSiemensの128列スライスCT

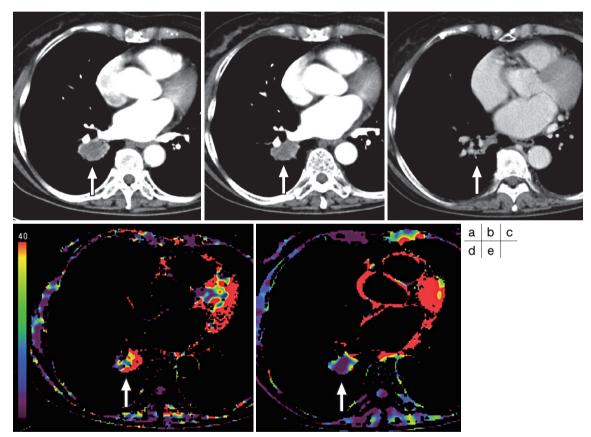


Fig.2 全身化学療法の早期効果判定が可能だった例

- a:化学療法前の造影CT
- b:治療開始1か月後の造影CT
- c:治療開始3か月後の造影CT
- d: 化学療法前の気管支動脈血流画像(ml/min/100 ml)
- e:治療開始1か月後の気管支動脈血流画像(ml/min/100 ml)

治療開始1か月後の造影 CT(b)では腫瘍の縮小はほとんど認められないが、気管支動脈血流画像 (e)では腫瘍の血流低下が明瞭である. 3か月後には腫瘍は縮小している(c).

では成人の肝臓全体をほぼカバーできる. 実施に あたってはCT装置のスペックから最適なシーケ ンスを作成する必要がある.

私たちは現在肺癌のPerfusion CTを行うにあ たって、患者の呼吸停止が可能な限り40秒程度を 連続スキャンし、約0.2秒の時間分解能で画像を 作成している. 呼吸停止が適切であり、かつ3D 位置合わせ機構が適切に行われれば、非常になめ らかな時間濃度曲線を得ることができる. 肺は気 管支動脈と肺動脈の二重支配であり、その間隔が 非常に短いために、おそらく0.5秒以下の時間分 解能でなければ適切に両者を分離することは難し いだろう.

肝臓は肝動脈と門脈の二重支配であるが、動脈 相では2秒の時間分解能で、概ね信頼できる画像 を得ることができる. 膵臓や脾臓などの血流測定 もこの程度の時間分解能でとりあえず可能であ る. 肝臓への門脈血の流入は意外にゆっくりとし ており、門脈相の時間分解能は5秒程度でも門脈 血流画像を作成することは可能である.

患者被ばく線量

Functional CTを実施するにあたって最も気に なる点は、患者の放射線被ばくである。昨今の患 者被ばく線量低減技術の進歩には目覚しいものが あるが、Functional CTにこれらの新しい技術が 適応されつつある. Negiらは320列CTを用いた 肝臓 Perfusion CTにおいて、従来と比べて45% 程度の線量低減が可能としており,測定値への影 響もなかったとしている²²⁾.彼らの撮影プロトコ ル (80kV, 60mAs または70mAs) による患者被ば く線量は、CTDIvol=29.3+/-4.6mGy、DLP= 467.6+/-77.3mGv·cmと報告されており、DLPで 通常の1回撮影分程度の線量であろう. このデー タは成人によるものであるが、この程度であれば 小児への適応も視野に入るだろう.

そこで小児に腹部 Functional CTを行った場合 の被ばく線量を概算してみた. スキャン範囲 148 mm のシャトルスキャンで撮影回数はNegiらと同一 とし、撮影条件を100kV, 20mAsとした. 筆者ら が使用している Siemens の CT装置に表示される CTDIvolとDLPは、直径32cmのメタクリル樹脂 製円柱ファントムで測定された値であり、これは 成人を対象としたものである. 一方, 小児CTで は直径が16cmのファントムで測定されたCTDIvol が用いられる、表示される線量をファントム直径 32 cmから16 cmへ変換するとCTDIvolは36.8 mGy, DLPは558mGv·cm程度になる. 小児患者の上腹 部CT検査を対象としたDLPの診断参考レベルは <1, 5, 10歳でそれぞれ330, 360, 800 mGy·cm とあるので²³⁾、患者の年齢にもよるが通常のCT 撮影の1~2回分の線量である. 肝臓 Perfusion 解 析ソフトにはダイナミックデータから画像のノイ ズ低減処理をするアプリケーションがあるため. さらに線量低減が期待できる.

また中野らは24, 撮影回数を減少させることに より、約35%被ばく線量低減が可能であることを 示しており、興味深い、撮影条件の最適化のため にはさらなる検討が必要であるが、今後の技術進 歩によってより低線量で撮影可能となるのではな いかと予想している.

最後に

Functional CTの技術は非常に魅力的なもので ある. CTの空間分解能はほぼ限界に近いと思わ れるが、それに加えて機能情報を同時に得ること ができる. 核医学による方法とは得られる機能情 報が異なるが、はるかに空間分解能はよく、また 特筆すべきはCT装置がどの施設でもある汎用的 な設備である点であろう. 小児への適応はこれか らであるが、小児放射線を専門とする方々の参考 になれば幸いである.

●文献

- 1) Varenika V, Fu Y, Maher JJ, et al: Hepatic Fibrosis: Evaluation with Semiquantitative Contrastenhanced CT. Radiology 2013; 266: 151-158.
- Miles KA: Tumour angiogenesis and its relation to contrast enhancement on computed tomography: a review. Eur J Radiol 1999; 30:198-205.
- 3) Miles KA, Lee TY, Goh V, et al: Experimental Cancer Medicine Centre Imaging Network Group. Current status and guidelines for the assessment of tumour vascular support with dynamic contrastenhanced computed tomography. Eur Radiol 2012; 22:1430-1441.

- Blomley M, Tsushima Y, Dawson P, et al: Ideal contrast medium bolus for perfusion measurement in dynamic lung CT. Radiology 1998; 209: 583-585
- 5) Tsushima Y, Aoki J, Endo K: Underestimation of renal cortical perfusion calculated from dynamic CT data. Radiology 2002; 224: 613-614.
- 6) Tsushima Y, Miyazaki M, Taketomi-Takahashi A, et al: Feasibility of measuring human pancreatic perfusion in vivo using imaging techniques. Pancreas 2011: 40:747-752.
- Lemoine S, Papillard M, Belloi A, et al: Renal perfusion: noninvasive measurement with multidetector CT versus fluorescent microspheres in a pig model. Radiology 2011; 260: 414-420.
- 8) Bamberg F, Hinkel R, Schwarz F, et al: Accuracy of dynamic computed tomography adenosine stress myocardial perfusion imaging in estimating myocardial blood flow at various degrees of coronary artery stenosis using a porcine animal model. Invest Radiol 2012; 47:71-77.
- So A, Hsieh J, Li JY, et al: Quantitative myocardial perfusion measurement using CT Perfusion: a validation study in a porcine model of reperfused acute myocardial infarction. Int J Cardiovasc Imaging 2012; 28: 1237-1248.
- 10) Tsushima Y, Funabasama S, Aoki J, et al: Quantitative perfusion map of malignant liver tumors, created from dynamic CT data. Acad Radiol 2004; 11: 215-223.
- 11) Shan F, Zhang Z, Xing W, et al: Differentiation between malignant and benign solitary pulmonary nodules: Use of volume first-pass perfusion and combined with routine computed tomography. Eur J Radiol 2012; 81: 3598-3605.
- 12) Kiessling F, Boese J, Corvinus C, et al: Perfusion CT in patients with advanced bronchial carcinomas: a novel chance for characterization and treatment monitoring? Eur Radiol 2004; 14: 1226-1233.
- 13) Ippolito D, Capraro C, Guerra L, et al: Feasibility of perfusion CT technique integrated into conventional (18) FDG/PET-CT studies in lung cancer patients: clinical staging and functional information in a single study. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2013; 40: 156-165.

- 14) Sauter AW, Winterstein S, Spira D, et al: Multifunctional profiling of non-small cell lung cancer using 18F-FDG PET/CT and volume perfusion CT. J Nucl Med 2012: 53: 521-529.
- 15) Kim DH, Kim SH, Im SA, et al: Intermodality comparison between 3D perfusion CT and 18F-FDG PET/CT imaging for predicting early tumor response in patients with liver metastasis after chemotherapy: Preliminary results of a prospective study. Eur J Radiol 2012; 81: 3542-3550.
- Miles KA: Molecular imaging with dynamic contrast-enhanced computed tomography. Clin Radiol 2010; 65: 549-556.
- 17) Tsuji Y, Hamaguchi K, Watanabe Y, et al: Perfusion CT is superior to angiography in predicting pancreatic necrosis in patients with severe acute pancreatitis. J Gastroenterol 2010; 45: 1155-1162.
- 18) Koyasu S, Isoda H, Tsuji Y, et al: Hepatic arterial perfusion increases in the early stage of severe acute pancreatitis patients: evaluation by perfusion computed tomography. Eur J Radiol 2012; 81: 43-46.
- 19) Tsushima Y, Funabasama S, Sanada S, et al: Perfusion changes of hepatic parenchyma due to infectious hepatobiliary disease: demonstration by perfusion CT. Comput Med Imaging Graph 2003; 27: 289-291.
- 20) Tsushima Y, Funabasama S, Aoki J, et al: Quantitative perfusion map of malignant liver tumors, created from dynamic computed tomography data. Acad Radiol 2004; 11: 215-223.
- 21) Li H, Janosko E, Gong J, et al: Automated measurement method and tool of glomerular filtration rate using triphasic helical computed tomography images. Urology 2011; 77: 1259-1264.
- 22) Negi N, Yoshikawa T, Ohno Y, et al: Hepatic CT perfusion measurements: A feasibility study for radiation dose reduction using new image reconstruction method. Eur J Radiol 2012; 81: 3048-3054.
- 23) CTにおける患者線量の管理. 日本アイソトープ協会編/発行. 2004, ICRP-87.
- 24) 中野友也,名定敏也,城本 航,他:肝臓Perfusion CTにおける被ばく低減プロトコル.日放技学誌 2012;68:1015-1024.

見 腹部の最新・機能画像

4. 腹部機能・動態 MR イメージング -Time-SLIP法の応用を中心に-

伊東克能

川崎医科大学 放射線医学(画像診断1)

Functional and kinetic MR imaging of the abdomen focusing on Time-SLIP technique

Katsuyoshi Ito

Department of Diagnostic Radiology, Kawasaki Medical School

Abstract

This study presented functional and kinetic MR imaging of the abdomen focusing on Time-SLIP technique. Non-contrast enhanced portal flow dynamic MR imaging with Time-SLIP can reveal the relationship between splenic venous flow and superior mesenteric venous flow within the portal vein, and help elucidate alterations in portal flow dynamics in physiologic and pathologic conditions. Cine dynamic MRCP with Time-SLIP can visualize the physiologic flow of the pancreatic juice and bile juice noninvasively by labeling the moving pancreatic and bile juice flow, and enables us to evaluate excretion patterns of the pancreatic and bile juice. This technique may have the potential to evaluate pancreatic exocrine functions in patients with pancreatic diseases. These kinds of functional, kinetic and flow MR imaging can provide new diagnostic information that could not be obtained by conventional imaging techniques based on morphology. Development of the image analysis software will be indispensable for the wide-spread application of these techniques in the future.

Keywords: Functional MR imaging, Time-SLIP, Pancreatic juice

はじめに

画像診断技術の進歩に伴い. 近年では腹部領域 でも画像が高画質化・高分解能化しており、病理 組織学的な変化と対比しうる、詳細な形態的変化 をとらえることが可能となっている. 一方で、病 理組織像には反映されにくい病態もあり、それら を画像手法により診断することへの期待も大き い. とくに臓器や組織の機能、代謝状態、動態 (動きや流れ、血流)に基づく診断は、発展途上で はあるものの、臨床応用されている領域、手法も いくつかみられる. たとえば腹部領域のMRI診断 では肝細胞特異性造影剤であるGd-EOB-DTPAを 用いた造影MRIにおいて、肝実質への造影剤の取 り込み程度から肝機能評価への応用が試みられて いる1). MRスペクトロスコピーでは肝脂肪の定量 化2)や肝エネルギー代謝変化の定量化3)が行われて いる. またGd-DTPA造影ダイナミックMRIでは 肝血流量の定量化などを含めた肝血流動態の評価 が可能であり、腎臓では腎機能評価や腎移植後の

急性腎障害の評価などに応用されている4). 本稿 では小児腹部領域でも応用可能な機能・動態MR イメージング法として、非造影門脈MRAおよび これに空間選択的インバージョンリカバリーパル ス (Time-spatial labeling inversion pulse: Time-SLIP) を併用した非造影 MRA による門脈血流動 態評価法について述べる. またTime-SLIP法は血 流だけでなく、膵液・胆汁・リンパ液などの体内 の"流れ"を画像化することが可能であり、cinedynamic MRCPによる膵液・胆汁の排出・循環動 態評価についても述べる.

非造影 MRA

門脈MRAは、これまでガドリニウム造影剤を 用いた造影MRAによる手法が主流であったが5). 重篤な腎障害がある場合、ガドリニウム造影剤投 与による腎性全身性線維症 (Nephrogenic Systemic Fibrosis: NSF) 発症との関連性が報告されてお り^{6,7)}、慎重な投与が求められる。造影MRAの利 点は同時に肝内の結節性病変の診断にも用いるこ とができる点が挙げられるが、一方で、適切なタ イミングでの撮像が行われなければ、不十分な門 脈造影像しか得られない危険性もある.これに対 し、非造影MRAでは造影剤の使用がないために、 安全性が高く、また生理的状態での血流動態を観 察できることから、急速に普及してきている、腹 部領域の非造影MRAには従来time-of-flight法や phase contrast 法が用いられてきたが、撮像時間 が長いため体動によるモーションアーチファクト が生じたり、2Dによる撮像であることから、薄 いスライスでの撮像ができず、分解能が低いこと などにより、十分な画質の門脈像が得られないこ とが多かった. しかし、近年では、T2強調系の高 速スピンエコー法であるFSE法やグラディエント エコー系のSSFP法が非造影MRAに応用されてお り、門脈や静脈などの比較的遅い血流も造影剤の 使用なしに高信号域として描出することが可能で ある8). いずれも3D撮像による3次元での観察が 可能で詳細な門脈系の評価ができる(Fig.1). 撮像 には呼吸同期法、呼吸停止法のいずれも用いるこ とができる. 呼吸停止法では、短い撮像時間で、 撮像断面を変えながら、何度も繰り返して行うこ とができ簡便で有用性が高い. ただし空間分解能

がやや劣ることと、呼吸停止時間には限界があ るため1回の撮像範囲は限定されるという欠点が ある、呼吸同期法では、安静呼吸下の撮像で、高 S/N・高分解能の画像が得られ、撮像時間も2~ 3分ですむことから、呼吸停止下撮像が困難な小 児の検査には適している. ただ呼吸が一定しない 場合にはアーチファクトが強く生じる.

非造影門脈系 MRA の撮像では、動脈系信号の 重なりをできる限り排除することで門脈の描出能 が向上することから、心電図同期法を併用して腹 部大動脈系からの信号を抑制することが重要であ る. 心拡張期では動脈信号が高信号となる一方、 心収縮期では駆出された腹部大動脈からの血流信 号がflow void となり黒く抜ける(低信号となる)場 合が多いため、収縮期での撮像を行うことで、良 好な門脈像が得られる9). また高信号を呈する腹 腔内の脂肪信号を抑制することが門脈系の描出向 上には不可欠であるが、その手法としてはSTIR法 による脂肪抑制および選択的脂肪信号抑制パルス 併用による脂肪抑制の2種類が挙げられる。いず れも脂肪信号抑制には有用な方法であるが、STIR 法では末梢門脈枝のバックグラウンドとしての肝

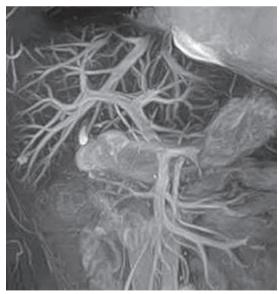


Fig.1 非造影門脈MRA 3D-SSFP法による撮像で、上腸間膜静脈、 脾静脈および門脈が明瞭に描出されてい る. 肝静脈. 一部の動脈. 胆管の描出も 認められる.

実質の信号抑制にも効果があることから、相対 的に肝内門脈枝の描出能を向上させることができ る. 非造影 MRA では肝静脈も同時に描出される が、3D撮像を行っていることから、MIP処理後の ステレオ視により、門脈枝とは明確に分離するこ とができる. 造影MRAでは肝静脈枝を明瞭に描 出することが困難な場合が多く、非造影MRAにお ける肝静脈枝の同時描出はTIPSにおける穿刺経 路の決定や肝切除術前における切離線の決定に役 立つなど、臨床的な有用性が高い。

この心電図同期併用3D-FSE法または3D-SSFP 法による門脈MRAの利点は、造影剤を使用しな いこと、撮像断面を変えて繰り返し撮像でき、そ れにより多くの血管情報が得られること (側副路 の描出を試みる場合にはその血管の走向に応じた 撮像断面を再設定することができる), またT2強 調系の撮像法であるため肝外胆管も同時に描出さ れ、門脈系と胆道系の位置関係、相互関係が把握 できることが挙げられる. 一方, 両者の重なりと いう欠点もあるが、元画像での観察あるいはMIP 処理後の3D画像をステレオ視することによりその 区別は比較的容易である.

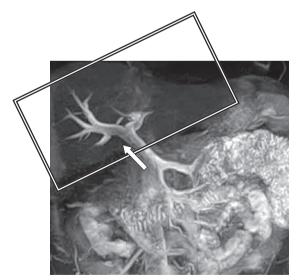


Fig.2 Time-SLIP併用非造影門脈MRA 肝臓領域にTime-SLIPを印加(白枠)し. 肝臓の信号を全体に低下させた後、関心 領域(肝内門脈)に流入してくる門脈血流 (矢印)をIn-Flowとして高信号に描出する.

Time-SLIPによる非造影門脈 MRA

非造影MRAでは、空間選択的インバージョン リカバリーパルスをプレパルスとして印加するこ とにより、関心領域(たとえば肝内門脈)に流入あ るいは流出する血流を高信号に描出することも可 能である。Time-SLIPは任意の角度で任意の範囲 に印加できることが特徴である. この手法には2 種類の方法があり、肝内門脈の描出を例に取ると (Fig.2, 3)、1つはFig.2に示すように、肝臓領域に Time-SLIPを印加し、肝臓の信号を全体に低下さ せた後、関心領域(肝内門脈)に流入してくる門脈 血流を高信号に描出するものである。もう1つは Fig.3に示すように、まず非選択的なインバージョ ンリカバリーパルスをFOV全体に印加して、撮 像範囲の信号を全体に低下させた後、Time-SLIP を脾静脈・上腸間膜静脈領域に印加してこれらの 信号を再度反転して元に戻し、そこから関心領域 (肝内門脈)に流出していくこれらの血流を高信号



Fig.3 Time-SLIP併用非造影門脈MRA まず非選択的なインバージョンリカバリー パルスを FOV 全体に印加(点線枠) して, 撮像範囲の信号を全体に低下させた後. Time-SLIP を脾静脈・上腸間膜静脈領域に 印加(白枠)してこれらの信号を再度反転し て元に戻し、そこから関心領域(肝内門脈) に流出していくこれらの血流(矢印)を高信 号に描出する. 肝実質の信号は非選択的な インバージョンリカバリーパルスの効果で 全体に抑制されている.

に描出するものである. いずれも肝実質の信号が 全体に抑制されているため、肝内門脈は明瞭な高 信号域として描出される。この方法では動脈、肝 静脈の信号も抑制されるため比較的純粋な門脈像 が得られる.

Time-SLIP併用非造影門脈血流動態 MRイメージング

非造影門脈MRAでは良好な門脈像が得られ、 門脈の形態・分岐や閉塞の有無を観察することが 可能である。しかし、これはあくまでも静止画像 であり、"流れ" そのものは評価できない、また門 脈には主として脾静脈血流と上腸間膜静脈血流が 流入し, 門脈本幹を経由して肝内へと流れていく が、この2つの血流を分離できないことから、門 脈内での走向や肝内分布については評価できない という問題点がある. これを解決し門脈血流の"流 れ"を動態評価する手法として前述のTime-SLIP の併用がある. これは、空間選択的インバージョ ンリカバリーパルスであるTime-SLIPをプレパル スとして脾静脈あるいは上腸間膜静脈の一方に選 択的に印加することにより脾静脈血流および上腸 間膜静脈血流を分離して画像化し、これら血流の 門脈内での分布や走向を生理的な状態で観察する 手法である. Time-SLIPは20cm幅を用い, インバー ジョン時間 (inversion time: TI) を600~700 msec とすることで、印加された血管内の血流信号(例 えば上腸間膜静脈血流信号) はこのパルスの効果 で抑制され低信号化する. 信号が抑制された上腸 間膜静脈血流はデータ収集の間に門脈内に流入す ることから、門脈内の信号低下域として観察され、 門脈内における分布域が評価できる. 正常成人の 門脈内において、上腸間膜静脈血流は門脈本幹の 右側壁に沿って流入する頻度が高く、脾静脈血流 は門脈本幹の左側壁に沿って流れ、そのまま左門 脈枝内へ流入する頻度が高い100 (Fig.4). このこと は、門脈本幹内には生理的状態下において、ある 程度の層流が存在することを示唆している。ただ し、層流としてみられない症例も存在することか ら、乱流や渦状流を呈する場合もあると考えられ る. この差異が個人差によるものか、他の原因に よるものか, 不明であるが, 脾静脈と上腸間膜静 脈の形状や合流形態も要因の1つと思われる.

門脈血流動態は食事摂取の影響を受けることが 超音波検査などで知られており11)、食後には門脈 血流が総和として増加するとされているが、上腸 間膜静脈血流、脾静脈血流それぞれの増減につい てはわかっていない. Time-SLIPでは上腸間膜静 脈血流と脾静脈血流を分離して画像化できるた め、食事前後で血流動態の変化を検討してみる と、食前では脾静脈血流が門脈本幹内を優位に流 れる場合が多かったが、食後では上腸間膜静脈血 流が門脈本幹内を優位に流れることが多くなって おり、血流の優位性の逆転がみられた12)、また食 事前後での上腸間膜静脈血流、脾静脈血流それぞ れの血流増加についてみたところ、上腸間膜静脈 血流はほぼ全例で増加がみられたのに対し、脾静 脈血流は増加、変化なし、低下がそれぞれほぼ均 等に認められた. このように食事前後では門脈血 流動態に大きな変化が生じていることがわかる.

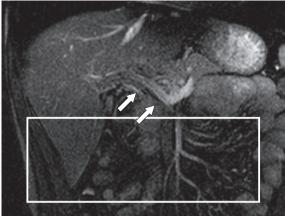
このようにTime-SLIPを併用した非造影門脈血 流MRイメージング法は門脈内で絶えず変化する 脾静脈血流と上腸間膜静脈血流の相互関係を明ら かにでき、生体内での生理的な門脈血流動態の変 動を可視化できる可能性が高い13)。臨床的には、 肝硬変症における肝区域性形態変化の原因の一つ として門脈血流動態の変化が考えられるが、それ に脾静脈血流と上腸間膜静脈血流がそれぞれどの ように関与しているかを解明する一助となり得る であろう. Time-SLIP法では血流の方向も同定で きるため、門脈圧亢進症における側副路の描出に 加え、門脈系血管路の流れが順行性か逆行性か、 あるいは求肝性か遠肝性かの診断も可能であり, 血行動態の把握に有用である。また肝移植の適応 や血行再建術の決定など、治療法の選択を含めた 臨床面への貢献が期待される.

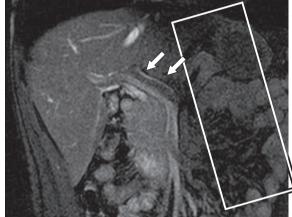
胆膵領域の機能・動態 MR イメージング

(1)Time-SLIP併用 cine dynamic MRCPによる機 能・動態MRイメージング

MRCPは造影剤を使用することなく、主膵管や 胆管を描出できることから、膵胆道系疾患のスク リーニングから精密検査まで広く臨床に用いられ ており、小児においても先天性胆道拡張症、膵胆 管合流異常症, 膵管癒合不全など先天性疾患の診 断に有用であることが報告されている¹⁴⁾. MRCP







c | Fig.4

a b

Time-SLIP を用いた非造影 MRA による上腸間膜静脈血流と脾静脈血流の分離と門脈内血流分布パターン

- a:Time-SLIPを使用しない非造影門脈MRA元画像、門脈は高信号に描出されている。
- b: Time-SLIP を上腸間膜静脈領域に印加(白枠) した非造影門脈 MRA 元画像. 上腸間膜静脈から連続して門脈本幹の右側壁に沿った領域に信号低下が認められる(矢印).
- c:Time-SLIPを脾静脈領域に印加(白枠)した非造影門脈MRA元画像. 脾静脈から連続して門脈本幹の左側壁に沿った領域に信号低下が認められる(矢印). このように,上腸間膜静脈血流と脾静脈血流が門脈内で層流を形成していることがわかる.

は主膵管・胆管内の膵液・胆汁(水成分)を画像化したものであり、基本的には静止画像である。そのため動態に基づく診断や機能面の診断に用いられることは少ない。セクレチン負荷後MRCPは、膵外分泌機能の評価や慢性膵炎の診断に有用であることが報告されているが^{15~18)}、この方法でも膵液の"流れ"に関しては、直接、描出することはできず、排出動態を評価することはできない。またセクレチンそのものが現在、国内で使用できないという問題もある。このように、生理的な膵液の流れを直接描出し^{19,20)}、さらに排出動態(排出のタイミングや規則性、頻度など)を評価する画像診断法はほとんどなかった。

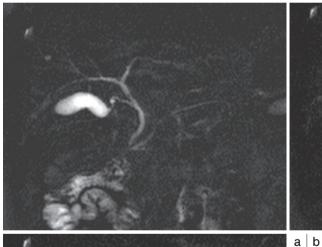
Time-SLIP法は、前述の通り、非造影MRAの ための手法として開発され発展してきたものであ るが、MRCP法と併用することで、膵液や胆汁の動き(流れ)をとらえることが可能である。まず撮像方法と膵液・胆汁の流れが描出される原理について述べる。Time-SLIP法併用MRCPの撮像には、成人の場合、呼吸停止下の2D-thick-slab MRCP法(スライス厚=50mm)を用いる。まず胆管・主膵管の全体像を描出するために、Time-SLIP法を用いない通常の2D-thick-slab MRCP冠状断像を撮像する(Fig.5a)。この冠状断MRCP画像を位置決め画像として用い、Time-SLIPの印加部位を決定する。Time-SLIPの幅は20mmとし、膵頭部近傍で主膵管および総胆管とほぼ直交するように設定する。Time-SLIPはインバージョンリカバリーパルスなので、TI=2200msec程度で水がnull pointとなり、水信号が抑制される。この条件設定で撮像

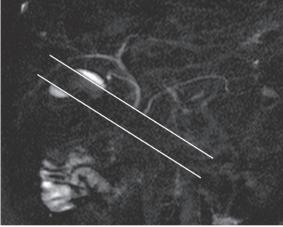
を行うと、膵液・胆汁が流れていないタイミング では、流れのない主膵管・総胆管内の膵液・胆汁 はTime-SLIP領域内で信号が抑制され低信号とな る (Fig.5b). 一方、膵液・胆汁に流れが生じた場 合、Time-SLIP内の主膵管・総胆管内に新たな膵 液・胆汁が流入してくるため Time-SLIP 領域内 で高信号に描出される(Fig.5c). 撮像時間はイン バージョンタイムも含めて約4秒で、実際のデー タ収集時間は1~2秒である. これまでの小児に 対するMRCP適用報告をみると、3秒程度の撮像 でアーチファクトの少ない良質で診断可能な画像 が得られており²¹⁾, 1回の撮像時間が短いTime-SLIP併用MRCP法は、呼吸停止下の撮像が困難 な小児でも, 安静呼吸下での撮像で施行可能と 思われる. この撮像を繰り返し行う cine dynamic MRCPを行うことで動態診断への応用が可能であ

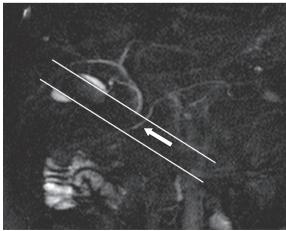
る. Time-SLIP法併用 cine dynamic MRCPでは4 科間の撮像を15科間隔で繰り返し、5~10分間で 20~40回の連続撮像を行うことで、膵液・胆汁排 出の頻度や排出タイミングが評価できる22).

(2)Time-SLIP併用 cine dynamic MRCPによる膵 液排出動態の画像診断

膵外分泌機能が正常に保たれている場合(高齢 者は除く), Time-SLIP併用 cine dynamic MRCP (10分間で連続40回撮像)により、膵液の生理的排 出はほぼ全例において描出され、膵液の流れる方 向は全例で膵尾側から膵頭側方向であり、逆流は みられなかった、膵液排出の描出頻度は、40回中 25~37回で、平均31.4回であったが²²⁾ (Fig.5c)、 排出タイミングに規則性はなく、同一症例におい ても連続して排出されるときもあれば、排出と排







- С 正常例における Time-SLIP 併用 cine dynamic
- MRCP. a: 通常のMRCP像、主膵管・総胆管は正常所見を 呈している.
- b:Time-SLIP併用cine dynamic MRCPの1画像. 空間選択的IRパルス内(平行線内)で主膵管・総 胆管内の膵液・胆汁の流れは描出されず、低信 号を呈している.
- c:同症例のTime-SLIP併用cine dynamic MRCP の1画像. 空間選択的IRパルス(平行線)内で. 主膵管内の膵液の流れが線状の高信号として認 められる(矢印)、一方、総胆管内の胆汁の流れ は描出されていない.

出なしが交互に現れるときもあった。また膵液 が20mm幅のTime-SLIP内を流れた距離を5段階 (grade 0:流れなし、grade 1:1~5mm未満、grade $2:5\sim10\,\text{mm}$, grade $3:11\sim15\,\text{mm}$, grade $4:16\,\text{mm}$ 以上) に分けて検討すると、平均 grade: 2.41 であっ た. この結果から、正常人では膵液排出はかなり 頻回に行われていると考えられるが、膵液の排出 が描出されるタイミングは不規則で、流れる距離 も一定ではなく、正常膵液の排出が間欠的で不 規則であることを示唆している. 膵外分泌機能を 評価する際には、膵液量のほか、アミラーゼ分泌 量、リパーゼ分泌量や重炭酸塩濃度なども重要な 要素である. Time-SLIP併用 cine dynamic MRCP では大まかな膵液量を評価していることになり, 膵外分泌機能そのものを評価することにはならな いが、これらの要素の増減には相関があることか ら、Time-SLIP併用 cine dynamic MRCPを膵外分 泌機能評価法として代用することは可能と思われ る. 膵外分泌機能は加齢とともに変化してくるこ とが知られている23). 小児の膵外分泌機能に関す る報告はそれほど多くないが、膵液分泌量は年 齢とともに増加し40歳前後でピークを迎え、そ の後、徐々に低下し、60~65歳以上では著明に 低下すると報告されている. Time-SLIP併用cine dynamic MRCPでも同様な膵液排出パターンを示 すことが確認されている.

一方、膵疾患とくに膵炎などの外分泌機能に影 響を及ぼすような病態では、膵液の排出動態に変 化が生じることが考えられる. 急性膵炎では Time-SLIP併用 cine dynamic MRCPにて膵液排出 の描出頻度は正常例と比較して有意に低下する. このことから急性膵炎では一時的な膵外分泌機能 障害による膵液の排出量や流速の低下がおこって いることが推察される. 慢性膵炎症例では、 膵線 維化に伴う慢性的な膵外分泌機能の低下を反映し て、膵液排出頻度が低下する、通常のMRCPで 主膵管・分枝膵管の拡張を伴うような症例では、 膵液の流れはほとんど観察されず、膵液の排出能 (生産能)が著しく低下していると考えられる。一 方、主膵管の拡張がほとんどなく、通常のMRCP ではほぼ正常の主膵管所見を呈する早期慢性膵炎 症例でも膵液の排出頻度が低下しており、Time-SLIP併用cine dynamic MRCPは慢性膵炎の早期診

断における補助的役割を果たせる可能性があると 思われる. また膵液排出頻度や流れた距離を評価 することで膵外分泌機能の重症度判定に応用でき る可能性もある。膵管内乳頭粘液性腫瘍 (IPMN) を合併している場合では、主膵管内に腫瘍から産 生された粘液が排出されるため膵液の流れその ものが悪くなり、膵外分泌機能低下がなくても Time-SLIP併用 cine dynamic MRCP上で、膵液排 出頻度の低下や膵液の流れる距離が小さくなり、 膵外分泌機能を過小評価してしまう恐れがあるた め注意を要する.

急性膵炎を有する小児例ではMRCPにて先天 性胆道拡張症や膵胆管合流異常症の合併頻度が 高いことが知られている14.これは合流異常によ り膵液と胆汁が相互に逆流し膵炎や胆管炎を引 き起こすためと考えられる. Time-SLIP併用cine dynamic MRCPでは合流異常に伴う膵液や胆汁の 相互逆流を直接可視化できる可能性があり、確定 診断および治療方針の決定に役立つものと考えら れる.

(3)Time-SLIP併用 cine dynamic MRCPによる胆 汁排出動態の評価

肝内で産生された胆汁は肝外胆管を通って十二 指腸へ排出されるため、Time-SLIP法併用cine dynamic MRCPは肝外胆管内における胆汁の流れ (排出)の描出にも応用可能であるが、膵液の排出 ほど明瞭な胆汁の流れ(排出)は観察されない。観 察されたとしても胆管内で胆汁の流れる距離は短 い場合が多い、これは胆汁の流れが膵液の流れと 比較して遅いことが原因と思われる。また胆汁の 流れる方向に関して、多くの正常例において、胆 汁の流れの方向は膵液と異なり、順行性に肝門側 から十二指腸乳頭部側へ流れる場合と, 逆行性に 十二指腸乳頭部側から肝門側へ流れる場合がみら れる(Fig.6). これは膵管内圧と比較して、肝外 胆管内圧はそれほど高くないため、乳頭括約筋の 弛緩時には順行性に、収縮時には逆流するものと 思われる。逆流現象については胆汁の流れを緩衝 する役割を果たすであろう胆嚢の存在も考慮する 必要があり、胆摘後の胆汁排出動態に関する新た な知見が得られるかもしれない.

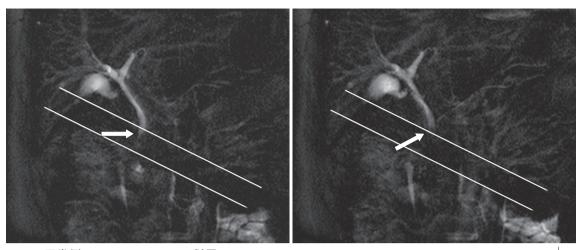


Fig.6 正常例における Time-SLIP 併用 cine dynamic MRCP.

- a b
- a: Time-SLIP併用 cine dynamic MRCPの1画像. 空間選択的IRパルス内(平行線内)で. 総胆管内の胆汁はわずかに順行性に流れているのが描出されている(矢印).
- b:同症例のTime-SLIP併用cine dynamic MRCPの1画像. 空間選択的IRパルス(平行 線内) から頭側に向かって、総胆管内に低信号域が描出されており(矢印)、逆行性の 胆汁の流れと考えられる.

まとめ

腹部領域における機能・動態MRイメージン グについてTime-SLIP法の応用を中心に述べた. Time-SLIP法を併用した非造影門脈血流動態 MR イメージングでは門脈内で絶えず変化する脾静脈 血流と上腸間膜静脈血流の相互関係を明らかに でき, 生体内での門脈血流動態の変化を解明す る一助となりうる. Time-SLIP併用cine dynamic MRCP法では膵液・胆汁をラベリングすることで、 膵液・胆汁の流れを画像化し、膵液・胆汁排出動 態を評価することが可能であり、膵外分泌機能評 価の新たな指標として臨床的に有用な手法となり うる可能性が示唆された. このように機能・動態 イメージングは、形態診断ではわからなかった新 たな診断情報をもたらすものであり、今後、簡便 で汎用性の高いソフトウェアの開発がさらなる画 像診断技術の発展に寄与することが期待される.

●文献

1) Higaki A, Tamada T, Sone T, et al: Potential clinical factors affecting hepatobiliary enhancement at Gd-EOB-DTPA-enhanced MR imaging. J Magn Reson Imaging 2012; 30:689-693.

- Noworolski SM, Lam MM, Merriman RB, et al: Liver steatosis: concordance of MR imaging and MR spectroscopic data with histologic grade. Radiology 2012; 264: 88-96.
- Chmelik M, Schmid AI, Gruber S, et al: Threedimensional high-resolution magnetic resonance spectroscopic imaging for absolute quantification of 31P metabolites in human liver. Magn Reson Med 2008; 60: 796-802.
- 4) Yamamoto A, Zhang JL, Rusinek H, et al: Quantitative evaluation of acute renal transplant dysfunction with low-dose three-dimensional MR renography. Radiology 2011; 260: 781-789.
- Hagspiel KD, Leung DA, Angle JF, et al: MR angiography of the mesenteric vasculature. Radiologic clinics of North America 2002; 40:867-886.
- Broome DR: Nephrogenic systemic fibrosis associated with gadolinium based contrast agents: a summary of the medical literature reporting. Eur J Radiol 2008; 66: 230-234.
- Abraham JL, Thakral C: Tissue distribution and kinetics of gadolinium and nephrogenic systemic fibrosis. Eur J Radiol 2008: 66: 200-207.
- Miyazaki M, Lee VS: Nonenhanced MR angiography. Radiology 2008; 248: 20-43.

Roentgenol 2008; 191: 550-554.

- 10) Ito K, Koike S, Jo C, et al: Intraportal Venous Flow Distribution: Evaluation with Single Breath-Hold ECG-Triggered Three-Dimensional Half-Fourier Fast Spin-Echo MR Imaging and a Selective Inversion-Recovery Tagging Pulse. AJR Am J Roentgenol 2002; 178: 343-348.
- 11) Dauzat M, Lafortune M, Patriquin H, et al: Meal induced changes in hepatic and splanchnic circulation: a noninvasive Doppler study in normal humans. European journal of applied physiology and occupational physiology 1994; 68: 373-380.
- 12) Tsukuda T, Ito K, Koike S, et al: Pre- and postprandial alterations of portal venous flow: evaluation with single breath-hold three-dimensional half-Fourier fast spin-echo MR imaging and a selective inversion recovery tagging pulse. J Magn Reson Imaging 2005; 22:527-533.
- 13) Ito K, Shimizu A, Tsukuda T, et al: Evaluation of intraportal venous flow distribution by unenhanced MR angiography using three-dimensional fast spin-echo with a selective tagging pulse: efficacy of subtraction of tag-on and tag-off images acquired during a single breath-hold. J Magn Reson Imaging 2009; 29: 1224-1229.
- 14) Hirohashi S, Hirohashi R, Uchida H, et al: Pancreatitis: evaluation with MR cholangiopancreatography in children. Radiology 1997; 203: 411-415.
- 15) Manfredi R, Costamagna G, Brizi MG, et al: Severe chronic pancreatitis versus suspected pancreatic disease: dynamic MR cholangiopancreatography after secretin stimulation. Radiology 2000; 214: 849-855.

- Punwani S, Gillams AR, Lees WR: Non-invasive quantification of pancreatic exocrine function using secretin-stimulated MRCP. Eur Radiol 2003; 13:273-276.
- 17) Balci NC, Alkaade S, Magas L, et al: Suspected chronic pancreatitis with normal MRCP: findings on MRI in correlation with secretin MRCP. J Magn Reson Imaging 2008; 27: 125-131.
- 18) Sanyal R, Stevens T, Novak E, et al: Secretinenhanced MRCP: review of technique and application with proposal for quantification of exocrine function. AJR Am J Roentgenol 2012; 198: 124-132.
- 19) 杉田礼児, 藤田直孝, 清水誓子, 他: Time-SLIP併 用 FASE 法による膵液の流れの描出について. 日 本医放会誌 2010; 28 (抄録): 3.
- 20) Hellund JC, Storaas T, Gjesdal KI, et al: Magnetic resonance-assisted imaging of slow flow in the pancreatic and common bile duct in healthy volunteers. Acta Radiol 2007; 48: 943-947.
- 21) Kuwatsuru R, Yamataka A, Irimoto M, et al: [2D-FASE MRCP for pediatrics with congenital biliary dilatation: usefulness of non-breath-hold one-shot MRCP]. Nihon Igaku Hoshasen Gakkai zasshi 58: 807-810.
- 22) Ito K, Torigoe T, Tamada T, et al: The secretory flow of pancreatic juice in the main pancreatic duct: visualization by means of MRCP with spatially selective inversion-recovery pulse. Radiology 2011; 261: 582-586.
- 23) Ishibashi T, Matsumoto S, Harada H, et al: Aging and exocrine pancreatic function evaluated by the recently standardized secretin test. Jpn J Geriat 1991; 28:599-605.

限局性S状結腸拡張症の1例

田中 彩, 土岐 彰, 千葉正博, 鈴木淳一, 杉山彰英, 菅沼理江 中山智理, 小嶌智美, 大澤俊亮, 渡井 有, 真田 裕, 小池能宣¹⁾ 昭和大学医学部 外科学講座小児外科学部門 亀田総合病院 小児外科¹⁾

Case of segmental dilatation of the sigmoid colon

Aya Tanaka, Akira Toki, Masahiro Chiba, Junichi Suzuki, Akihide Sugiyama Rie Suganuma, Noriyoshi Nakayama, Tomomi Kojima Shunsuke Osawa, Yu Watarai, Yutaka Sanada, Yoshinobu Koike¹⁾

Division of Pediatric Surgery, Department of Surgery, Showa University School of Medicine Department of Pediatric Surgery, Kameda General Hospital¹⁾

Abstract | Segmental dilatation of the intestine (SD) is a rare abnormality. 50cases of SD have been reported in the Japanese literature. We report a case of segmental dilatation of the sigmoid colon in an infant and review the previous literature. A 2-year-old boy presented with a history of constipation. A contrast enema showed a dilated loop of the sigmoid colon. At laparotomy, a dilated segment of the sigmoid colon was found, and resection of the dilated sigmoid colon was performed with end-to-end anastomosis. Microscopically, the ganglion cells of the dilated sigmoid colon were normal; however the size of the nerve plexus was small and thickening of the muscle layer was found. The patient's course was uneventful and he was discharged on the 12th postoperative day in a good condition. SD is recognized in all parts of the intestine and the symptoms are different in every part. The etiology of SD remains unknown and several possibilities have been suggested. The prognosis is most satisfactory by means of resection of the dilated segment.

Keywords

Segmental dilatation, Sigmoid colon, Infant

はじめに

限局性腸管拡張症 (segmental dilatation of the intestine: 以下SD) は比較的稀な疾患とされ, 1959 年 Swenson¹⁾ らにより初めて報告された疾患であ

る. 病態や成因に関しては明確でない点が多い. 今回, 限局性S状結腸拡張症の1例を経験したの で本邦報告50例をもとに文献的考察を加え報告 する.

原稿受付日:2013年1月8日,最終受付日:2013年10月17日

別刷請求先:〒761-0793 香川県木田郡三木町池戸1750-1 香川大学医学部附属病院 小児成育外科

症 例

症例:2歳、男児

周産期および発達歴:在胎39週2日,2,810gで出生した.右耳瘻孔,毛巣洞などを認めたが特定の症候群には該当しなかった.染色体異常や精神運動発達遅滞はなかった.

現病歴:母は出生後から右腹部膨隆が気になっていたが様子をみていた。2歳時の腹部単純レントゲンで著明な便塊貯留がみられ、当院小児科より紹介となった。

身体所見:身長86.1 cm, 体重11.8 kgで腹部は膨隆 し、右上腹部に腫瘤を触知した.

腹部単純写真:右腹部の大部分を占める便塊を認めた(Fig.1).

下部消化管造影:2歳1か月時に施行した下部消化管造影でS状結腸の著明な拡張を認め、ヒルシュスプルング病が疑われた.この時、S状結腸より口側腸管は描出不可能であった.ヒルシュスプルング病精査のため、肛門内圧検査および直腸粘膜生検を2回施行したが、直腸肛門反射は陽性、直腸粘膜生検ではアセチルコリンエステラーゼ染色で神経線維の増殖を認めず、神経節細胞が認められたためヒルシュスプルング病は否定された.

2歳6か月時に再度、下部消化管造影を行った

(Fig.2a, b). 今回は拡張部より口側を描出することが可能であった. 拡張腸管はS状結腸に限局されており下行結腸より口側は正常径であった.

下部消化管造影でS状結腸に限局した拡張を認め、拡張部口側に明確なcaliber change があり、 肛門側に閉塞機転を認めなかったこと、直腸肛門 反射は陽性で直腸粘膜生検で神経節細胞を認めた ことより、限局性S状結腸拡張症と診断した。

2歳8か月時,全身麻酔下に腹腔鏡補助下S状結腸切除術を施行した. S状結腸は10cmにわたって著明に拡張し,最大径は12cmであった. 腹腔鏡下に腸間膜を処理し,小開腹で拡張部位を切除し,端々吻合を行った. 拡張腸管内部には石のように固くなった便塊を認めた(Fig.3).

病理学的所見:神経叢は切除腸管全体に分布し, 欠損部位はみられなかった (Fig.4a). S-100によ る免疫染色で, S-100陽性の神経叢が腸管全長の 固有筋層間に分布していた (Fig.4b). 拡張部では 神経叢がやや小さく, 筋層はやや肥厚していた (Fig.5a, b).

術後12日目に下部消化管造影を行ったが、結腸に狭窄や拡張を認めなかった。術後経過は良好で、術後12日目に退院となった。現在は緩下剤内服により自力排便がみられている。



Fig.1 腹部単純写真



a:側面像



b: 背面像

Fig.2 下部消化管造影検査(2歳6か月時)



Fig.3 摘出標本 矢印は正常部. *は拡張部を示す

限局性腸管拡張症 (SD) はSwenson らにより報 告された疾患で、遠位部に狭窄などの原因病変を 伴わない境界明瞭な限局性の腸管拡張で、消化管 壁内の神経節細胞に異常がみられないものと定義 されている. 文献的に検索しえた本邦での報告 は50例で、比較的稀な疾患とされている、SDは 十二指腸から直腸のどの部位でも発症し、臨床症 状も多彩である. 病態や成因は解明されていない 点が多い.

本邦報告例の年齢分布をみると生後0日から65 歳と幅広い年齢層に発症しているが、幼児期まで に70%が発症している(Fig.6). 最近ではSDの認 知度が高まったためか、胎児診断の報告例も増え

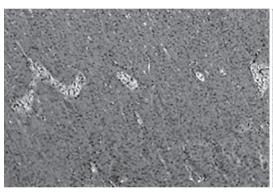
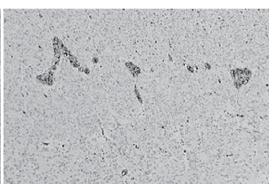


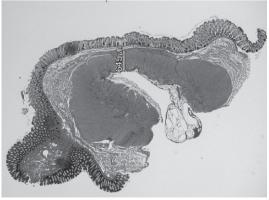
Fig.4 病理組織学的所見 a:拡張部 HE染色 40倍 b:拡張部 S-100染色



a b



Fig.5 拡張部と正常部での筋層の比較 a:拡張部 HE染色 20倍 b:正常部 HE染色 20倍



a b

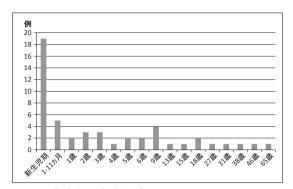


Fig.6 本症例の年齢分布

ている^{2,3)}. 臨床症状は慢性便秘や腹部膨満などで、嘔吐などのイレウス症状を呈して緊急手術となることも少なくない。

病変は十二指腸から直腸のどの部位にもみられ るが、十二指腸が4例(8%)、空腸が9例(18%)、 回腸が24例(48%)、S状結腸が5例(10%)と、と くに回腸とS状結腸に多くみられている. 年齢別 病変部位をみると新生児期に発症したもののうち 18例中17例で回腸に病変を認めた、病変が小腸 の場合は、イレウス症状が強く急性に経過する傾 向が強い. したがって胎児診断された症例は、出 生後とくに注意が必要で、適切な時期に手術を行 わなければならない。新生児期に発症するもので 小腸に拡張がある場合には小腸閉鎖や狭窄との鑑 別が必要になるが、SDでは造影検査で腸管の連 続性・開存性が確認される. S状結腸に病変があ るものは、本症例のように慢性便秘として発症す ることが多く、ヒルシュスプルング病との鑑別が 必要となる. 拡張部口側に明確な caliber change を認める点で、ヒルシュスプルング病との鑑別が 可能である4. 本症例でも当初は拡張部より口側 腸管が描出されず、造影検査からヒルシュスプル ング病を疑ったが、直腸肛門内圧検査・直腸粘膜 生検および造影検査を再施行することにより、SD の診断を得た、SDの臨床像は病変部位により異 なるため、診断に苦慮する場合が少なくない. 腸 閉塞症状を呈するものは術前診断が得られず緊急 手術となることも多い. 術前に画像診断を行うこ とで術式の決定が可能であり、術前診断をする意 義がある.

治療はほとんどの症例で拡張部腸管切除、端々

吻合が行われており、経過は良好である.

SDの成因についてはまだ明らかになっていないが、病理組織所見や合併奇形の存在などから腸内神経節細胞の未熟性、胎生期の臍輪や異常血管による絞扼、筋層の形成不全、異所性組織の迷入、胎生期の脊索と神経腸管の発育分離障害などが考えられている^{5,6}.

病理組織所見で神経節細胞が存在していることが SDの定義に入っている。報告例の中には筋層の菲薄化や肥厚、神経叢の減少・配列の乱れ、神経節細胞の未熟性や変性などがみられることがある^{5,7,8)}。また、異所性組織の迷入を認める症例も散見され、5例で異所性胃粘膜が⁴⁾、2例で異所性膵粘膜が報告されている。

本症例でも神経節細胞は存在したが神経叢のサイズが小さく筋層の肥厚があり、神経節細胞の未熟性や筋層の形成不全などが原因となった可能性が考えられる.

報告例50例中13例 (26%) で消化器系の合併奇形が記載されていた。とくに直腸肛門奇形 $(3 \, \text{例})^9$,腸回転異常 $(7 \, \text{M})^{10}$,メッケル憩室 $(4 \, \text{M})^{2,11}$ などが認められた。

本症は発生部位や臨床像,病理所見などが多彩なため,様々な成因が絡み合った腸管拡張症候群とも考えられる.

結 語

限局性S状結腸拡張症の幼児例を経験した. SD の本邦報告例を検討した. 更なる症例の蓄積と検索によりSDの病態解明が必要であると考える.

●文献

- Swenson O, Rathauser F: Segmental dilatation of the colon: a new entity. Am J Surg 1959; 97: 734-738.
- 上杉 達,田尻達郎,永田公二,他:メッケル憩室を伴った新生児腸管部分拡張症の1例.小児外科2008;40:721-724.
- 3) 仲田惣一,高田佳輝,秋山卓士,他:新生児期 に発症した回腸部分拡張症の2例.日小外会誌 2009:45:215-219.
- 4) 本田晴康,清水公男,北原修一郎:腸管部分拡 張症-自験2例と報告例の分析-. 日小外会誌 1994;30:279-287.

- 5) 田口順教, 細野茂春, 田内守之, 他: Segmental dilatation of the ileum の1極低出生体重児例. 日本新生児学会雑誌 1995; 31: 447-451.
- 6) Ben Brahim M, Belghith M, Mekki M, et al: Segmental dilatation of the intestine. J Pediatric Surgery 2006; 41: 1130-1133.
- 照井慶太,吉田英生,松永正訓,他:限局性腸管 拡張症の2例.日小外会誌 2002;38:782-786.
- 8) Mahadevaiah SA, Panjwani P, Kini U, et al : Segmental dilatation of sigmoid colon in a neonate : atypical presentation and histology. J Pediatric Surgery 2011; 46: E1-E4.
- 9) 川原央好, 岡田 正, 福沢正洋, 他: 低位鎖肛に 合併した Segmental Dilatation of the Colon の 2 例. 日小外会誌 1991; 27: 299-305.
- 10) 松田 健, 江上 格, 渡辺 章, 他: Segmental Dilatation of the Intestine 回腸部分拡張症の1治 験例と文献的報告例の検討—. 日小外会誌 1993; 29:867-873.
- 11) 黒田達夫, 佐伯守洋, 中野美和子, 他:消化管部分拡張症. 小児外科 2000;32:1315-1319.

38