

Apr. 2018

撮影部会誌

Journal of The Subcommittee of Imaging Techniques and Research

よりよい撮影技術を求めて

Pursuing Better Imaging Techniques in Radiology

Vol.26 No.1 通巻 70

第 70 回撮影部会

期日：平成 30 年 4 月 12 日（木）～15 日（日）

場所：パシフィコ横浜

■巻頭言

撮影部会委員 黒藤 邦夫 (1)

■第70回撮影部会 2018年4月12日(木)～15日(日) パシフィコ横浜

■テーマA：一般『整形外科医を助ける魔法の手！超音波検査』

司会：奈良県立医科大学附属病院（撮影部会委員）中前 光弘

教育講演 『整形外科 足の外科診療における超音波診断装置の活用』

講師：早稲田大学 スポーツ科学学術院 熊井 司 (2)

ワークショップ 一よりよい撮影技術を求めて(その138)ー

『各モダリティに役立つ超音波検査の勘所』

座長：東京慈恵会医科大学附属病院（撮影部会委員）山川 仁憲 (6)

東千葉メディカルセンター（撮影部会長）梁川 範幸

(1)「超音波検査の基本と考え方」

東京慈恵会医科大学附属病院（撮影部会委員）山川 仁憲 (7)

(2)「乳房撮影に役立つ乳腺超音波検査」

聖マリアンナ医科大学附属プレスト&イメージングセンター 市瀬 雅寿 (8)

(3)「CT 検査に役立つ腹部超音波検査」

取手北相馬保健医療センター医師会病院 大石 武彦 (9)

(4)「MR 検査に役立つ腹部超音波検査」

東京医科大学茨城医療センター 増田 光一 (12)

(5)「MR に役立つ循環器超音波検査」

公益財団法人日本心臓血圧研究振興会附属神原記念病院 武田 和也 (16)

■テーマB：CT 『CT 検査における造影理論の再考』

司会：東千葉メディカルセンター（撮影部会長）梁川 範幸

教育講演 『肝多時相造影CT 理論の再考ー今、何を大事にすべきかー』

講師：埼玉医科大学国際医療センター 市川 智章 (19)

ワークショップ 一よりよい撮影技術を求めて(その139)ー

『3DCTAの再現性と撮影プロトコルの再考』

座長：国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村 恵一 (23)

藤田保健衛生大学病院（撮影部会委員）井田 義宏

(1)「頭部」

佐賀県医療センター好生館 三井 宏太 (24)

(2)「心臓CT」

高瀬クリニック 佐野 始也 (28)

(3)「腹部領域」

勤医協中央病院 船山 和光 (32)

(4)「小児心疾患」

名古屋市立大学病院 坪倉 聡 (35)

(5)「救急医療」

倉敷中央病院 山本 浩之 (39)

■テーマC：MR 『検査中に拾い上げたいMR所見』

司会：東京慈恵会医科大学附属柏病院（撮影部会委員）北川 久

教育講演 『診断精度を上げるMR 検査での工夫ー他のモダリティも合わせてー』

講師：地方独立行政法人 市立大津市民病院 市場 文功 (42)

ワークショップ 一よりよい撮影技術を求めて(その140)ー

『MRI 撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考』

座長：東京慈恵会医科大学附属柏病院（撮影部会委員）北川 久 (46)

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

(1)「頭部領域における必須&お勧めシーケンス」

東京大学医学部附属病院 鈴木 雄一 (47)

(2)「肝胆脾の検査で使用する(お勧め)パルスシーケンス」

公立学校共済組合 関東中央病院 天野 淳 (50)

(3)「女性骨盤MRI ～臨床に直結する技術～」

神戸大学医学部附属病院 京谷 勉輔 (54)

(4)「男性骨盤におけるパルスシーケンスの再考」

箕面市立病院 山城 尊靖 (57)

■第69回撮影部会報告

テーマA「胃がん検診における被ばくを考えるー診断参考レベルの確定にむけてー」

奈良県立医科大学附属病院（撮影部会委員）中前 光弘 (61)

テーマB「Dual Energy CT の臨床導入とその展望」

藤田保健衛生大学病院（撮影部会委員）井田 義宏 (63)

■平成29年度 撮影部会事業報告

平成30年度 撮影部会事業計画

東千葉メディカルセンター（撮影部会長）梁川 範幸 (64)

■お知らせ・編集後記

『「チーム医療」を支える撮影部会』

北海道対がん協会（撮影部会委員）

黒藤 邦夫

昨年4月より、公益社団日本放射線技術学会撮影部会委員を拝命いたしました。歴史ある撮影部会の一員としてその責任の重みを感じております。

近年、臨床の現場にも多くの学士、修士、博士の学位を持つ診療放射線技師が増え、本当の意味の「チーム医療」を行う準備が整ってきていると思います。この「チーム医療」を考えるうえで、従来からの画像診断領域における「画質と線量」の適正化に加え、検像も含めた「チーム医療の推進に関する診療放射線技師の読影の補助」が定着しつつあります。この診療放射線技師による読影に関しても、放射線技術学を基礎学問として修得している診療放射線技師がかかわる場合、医師とは違う、撮像から画像形成および画像表示、更には精度管理を加味した、放射線技術学的な読影が求められると思います。このように新たな診療業務の基礎を支えるべき学問として放射線技術学があり、エビデンスの構築が必要と考えます。これからは読影の基礎となる研究が数多く報告されエビデンスが示され、学問として構築されることを望む一方、当学会および撮影部会の果たす役割がより重要になってきていると感じております。

また、「チーム医療」を支える上では専門性を高めていく事が必要不可欠であり、特に専門医の不足している地域医療においては、各分野の専門知識、技術を習得した専門技師、認定技師の役割がより重要性を増していると感じています。その専門性を多くの方に修得して頂き、維持する為には、撮影部会の役割が大きいと考えます。専門性を高める為の講座や研修会を提供することはもちろんの事、一定の水準を維持して頂く為の教育をつかさどるのも撮影部会が担うべき大きな役割と考えます。

また、日本放射線技術学会が掲げるグローバル化に関しても、常にグローバル化の先を考えながら行動し続けなければならないと感じています。

撮影部会は、情報を提供する場であるとともに、臨床や基礎研究につなげていく研究推進の支援をすることが大事な役割であると考えており、総合学術大会や秋季学術大会で、ワークショップや入門専門講座を開催し、さらに他の専門部会や地方支部と共催して多くのセミナーや研修会を開催しています。具体的には「乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会」、「MR セミナー(上級編)」、「CT セミナー」、「救急撮影セミナー(実務編)」、「デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」、「市民公開シンポジウム」などが挙げられます。また、総会学術大会や秋季学術大会時に開催される「よりよい撮影技術を求めて」では「教育講演」、「ワークショップ」等を提供しております。

日本放射線技術学会撮影部会の一員として、魅力ある企画の提供に努力してまいります。ご支援ご協力のほど宜しくお願い致します。

教育講演

テーマ A (一般):『整形外科医を助ける魔法の手！超音波検査』

『整形外科足の外科診療における超音波診断装置の活用』

Clinical Utility of Ultrasonography for the Foot and Ankle Disorders in Orthopaedics

早稲田大学スポーツ科学学術院

熊井 司

1. はじめに

足部・足関節は元来、皮下脂肪・組織が少なく、ほとんどの腱、靭帯といった軟部組織が体表から 3cm 以内に存在している。そのため、高周波リニアプローブを用いた超音波検査にとつての最適の部位と言える。

近年、超音波診断装置の性能の飛躍的な進歩により、超音波画像から得られる情報は日常診療において非常に有用なものとなってきた。放射線被曝の危険性が無く、患者さんにとって苦痛を与えない検査法であるだけでなく、私たち医師が直接患者さんに接し、モニターの画像を両者でリアルタイムに見ながら診察できることは、患者さんとのコミュニケーションを確立する上でも非常に有効な検査法と言える。もちろん装置自体の描出能力や携帯性の向上に加え、微小血流の可視化や組織の硬さの定量化といった新しい技術の開発も大きく寄与している。しかし一方で、超音波診断に関する精度は検者の技量に大きく左右され、何を見たいのか、どうすればそれを見ることができるのか、その超音波画像をどのように判断するのかといった基本的な疑問が残る。

ここでは、足の外科診療において、特に超音波診断装置が活用されることの多い代表的な疾患について述べることにする。

2. 足関節捻挫の超音波診断

足関節捻挫の発生頻度について Brooks¹⁾らは英国では 1 日に 5000 例、米国では 23000 例が発生しているとしており、1995 年の米国での統計によると 1 日に 27000 例が発生しているとされている²⁾。またスポーツ活動中での発生は非常に多く、running および jumping sports での全外傷の 25% を占めるとされている。その中でも、足関節捻挫のほとんどを占める内がえし損傷時の足関節外側靭帯損傷について述べる。

1) 足関節外側靭帯の解剖

足関節外側靭帯を構成する 3 つの靭帯の中で、前距腓靭帯は足関節捻挫で最も損傷する頻度が高く、機能的にも重要な靭帯である。前距腓靭帯は関節包と一体となっている関節包靭帯であり、gross anatomy による計測では長さ 15~20mm、幅 6~8mm とされている³⁾。Milner⁴⁾らは前距腓靭帯の variation について 38% が 1 本、50% が 2 本、12% が 3 本であったとしており、その多様性についても知っておく必要がある。前距腓靭帯は外果前縁の外果関節面外側から始まり、距骨の外側関節面のすぐ前方の距骨体部に付着している⁵⁾ (Fig.1)。

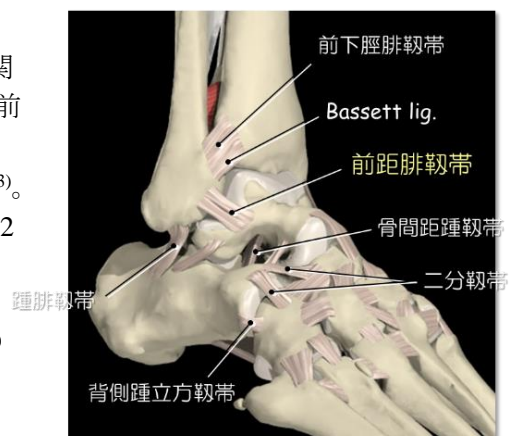


Fig.1 足関節外側靭帯の解剖

2) 足関節外側靭帯の超音波画像

外果の前下方を触知し、プローブの端を置く。この点(プローブの近位端が前距腓靭帯腓骨付着部にあたる)を中心として扇状にプローブの遠位側を動かすことで前距腓靭帯距骨付着部を描出する。通常、距骨付着部には表面を軟骨で覆われた小さな骨隆起がみられる。前距腓靭帯は厚さ 2~3 mm の fibrillar pattern を示す (Fig.2)。

損傷している場合には fibrillar pattern の消失や途絶、靱帯の腫脹が観察される。また骨付着部での裂離骨折を呈する症例も多く、裂離骨片が明瞭に描出される (Fig.3)。

単純 Xp ストレス検査での不安定性評価が確立されているのと同様に、超音波画像での前方引出しテストによる動態評価は足関節不安定性の評価に非常に有用である⁹⁾。

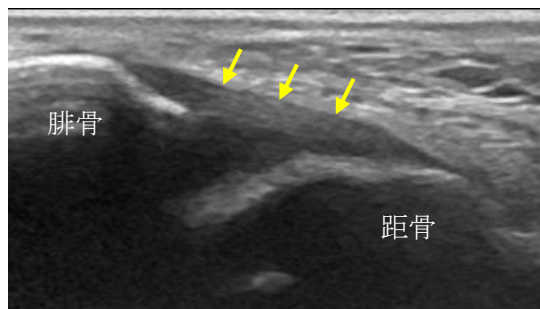


Fig.2 前距腓靱帯の正常像 (矢印)

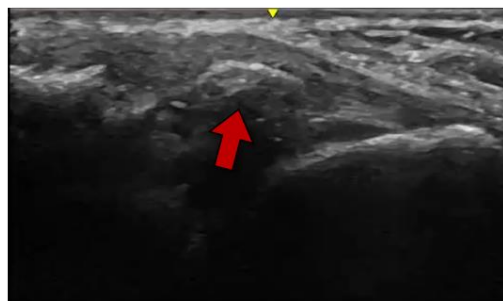


Fig.3 前距腓靱帯性の裂離骨折 (矢印)

3. アキレス腱障害の超音波診断

アキレス腱の障害部位としては解剖学的にアキレス腱付着部とアキレス腱実質部の 2 つに大別することができ、またその病態も異なる。アキレス腱はヒトの中で最大かつ最も強靱な腱であり、その破断強度は概ね 1 トンとされている。腓腹筋とヒラメ筋のエネルギーを踵骨隆起に伝達することで、歩行、走行、ジャンプといった基本的な運動が可能となる。ランニング時には体重の 6～10 倍の張力が作用するとされており、近年のランニングブームにより、アキレス腱に関連した疾患は外来でもよく遭遇する。

アキレス腱症はアキレス腱付着部から約 2～6cm 近位に生じることが多い。アキレス腱の近位と遠位は後脛骨動脈から、中央部は腓骨動脈から栄養されるが、この部位は踵骨付着部に比較して血流が少ないため、腱に起こった微細損傷の修復力が乏しいとされている⁷⁾。

アキレス腱は長軸像では線状の高エコー像を呈しており、明瞭な fibrillar pattern を示す。アキレス腱前方の脂肪組織は Kager's fat pad と呼ばれ、足関節の底背屈により一部が踵骨後部滑液包内に入り込む⁸⁾。パラテノン は浅層では皮下脂肪と、深層では Kager's fat pad と接する高エコー像として描出される (Fig.4)。

アキレス腱症では腱実質の肥厚、腫脹や fibrillar pattern の消失、線維束間の開大や不整が観察される。また腱実質変性部への血管の侵入も観察される (Fig.5)。

アキレス腱の踵骨付着部には、踵骨後上隆起を wrap around 構造とし、踵骨後部滑液包を含む entheses organ という特徴的な構造が知られている⁹⁾。アキレス腱は踵骨隆起後面をプーリーとして取り巻くように走行しており、足関節の背屈時には踵骨後上隆起との間に衝突が生じる。この部位における障害は、いわゆる使い過ぎ (overuse) を基盤として発症することが多く、解剖学的部位により踵骨後部滑液包炎とアキレス腱付着部症 (狭義) の 2 つの病態に分けて考えることができる。

アキレス腱付着部は、線維軟骨層を介して腱と骨が接合しており、アキレス腱深層と踵骨後上隆起との間に踵骨後部滑液包が認められ、Kager's fat pad の先端が入り込むのが観察される。アキレス腱滑液包炎では滑液包内の水腫や踵骨後上隆起後面のびらん像がみられる。

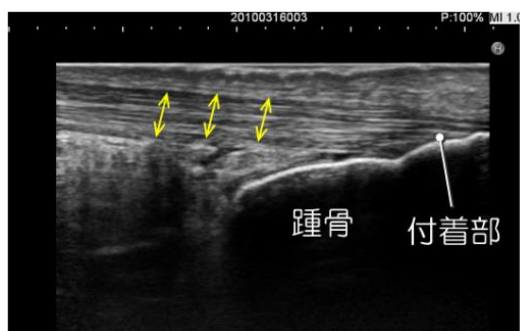


Fig.4 アキレス腱付着部の正常像

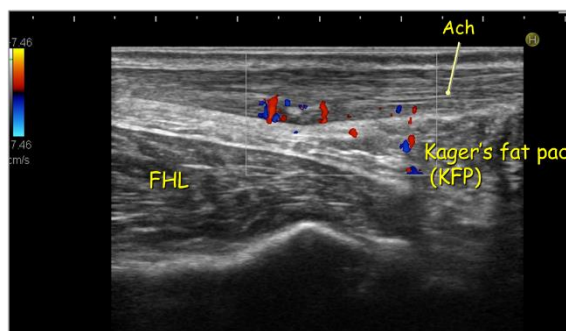


Fig.5 アキレス腱症 (肥厚と血管の侵入がみられる)

4. 足底腱膜症の超音波診断

足底腱膜は足底筋群を覆う腱膜で、その中央部は強靱な線維で構成されている。踵骨隆起の内側突起から起こり、MTP 関節を越えて各足趾の基節骨底面に停止しており、足アーチの保持に重要な役割を果たしている。また、MTP 関節の背屈により足底筋膜の緊張が高まり、縦アーチが増加する巻き上げ機現象(windlass mechanism)がみられる。踵骨棘の形成については、以前より足底腱膜付着部に発生した“traction spur”とされていたが、我々の組織学的検討により否定的であることが分かった。つまり踵骨棘は踵骨付着部深層の腱膜に接する形で形成されており、靱帯付着部辺縁に形成される marginal osteophyte の形態と同じである¹⁰⁾。

足底腱膜の長軸像では他の腱と同様に線状の高エコー像を呈するが、足底の fat pad が分厚いためアキレス腱と比較すると描出される画像はいくぶん不明瞭である(Fig.6)。組織学的には足底腱膜の踵骨付着部深層には短趾屈筋が観察され、血管や神経が観察されることがわかっている。足底腱膜症では腱膜の変性にともなった肥厚や fibrillar pattern の消失、低エコー像などが観察される⁶⁾ (Fig.7)。

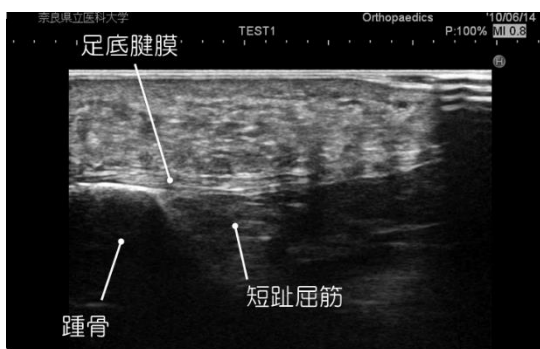


Fig.6 足底腱膜付着部の正常像

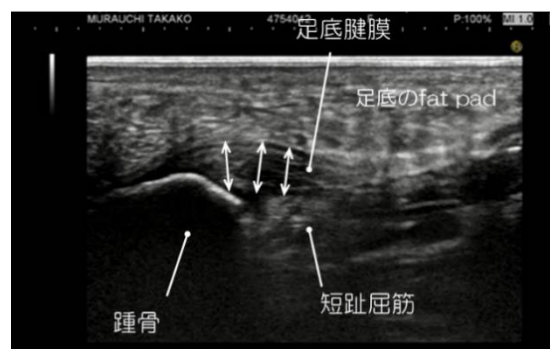


Fig.7 足底腱膜症(肥厚がみられる)

5. おわりに

いずれの疾患においても、正確な超音波診断を行うためには局所の機能解剖を理解した上での動態を含めた読影、評価が重要である。今後は血行動態や弾性を評価することで治療への介入とその効果の検証も可能になることが期待される。

6. 参考文献

- 1) Brooks SC, Potter BT, and Rainey JB: Inversion injuries of the ankle: clinical assessment and radiographic review. Br Med J, 282: 607-608, 1981.
- 2) Geppert MJ: Soft-tissue injuries of the ankle. In *Orthopaedic Knowledge Update, Foot and Ankle 2* (ed. Mizel MS, Miller RA, Scioli MW), pp.229-242. Rosemont, Illinois: American Academy of Orthopaedic Surgeons. 1998.
- 3) Sarrafian SK: Lateral ligament of the ankle. In *Anatomy of the Foot and Ankle, 2nd eds*. Pp.163-166, J.B. Lippincott Company, Philadelphia, 1993.
- 4) Milner CE and Soames RW: Anatomical variations of the anterior talofibular ligament of the human ankle joint. J Anat 191: 457-458, 1997.
- 5) Kumai T, Takakura Y et al.: The functional anatomy of the human anterior talofibular ligament in relation to ankle sprains. J Anat. 200: 457-465, 2002.
- 6) Lee KT et al.: New method of diagnosis for chronic ankle instability: comparison of manual anterior drawer test, stress radiography and stress ultrasound. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 22. 1701-1707, 2014.

- 7) Chen TM et al. : The arterial anatomy of the Achilles tendon : Anatomical study and clinical implications. Clin Anat 22: 377-385, 2009.
- 8) Theobald P. et al: The functional anatomy of Kager's fat pad in relation to retrocalcaneal problems and other hindfoot disorders. J. Anat. 208: 91-97, 2006.
- 9) Benjamin M, Kumai T et al : The skeletal attachment of tendons – tendon 'entheses'. Comp Biochem Physiol. 133A: 931-945, 2002.
- 10) Kumai T, Benjamin M: Heel spur formation and the subcalcaneal entheses of the plantar fascia. J. Rheumatol 29: 1957-1964, 2002.
- 11) Gibbon WW, Long G: Ultrasound of the plantar aponeurosis(fascia). Skeletal Radiol. 28: 21-26, 1999.

『各モダリティに役立つ超音波検査の勘所』

座長：東京慈恵会医科大学附属病院（撮影部会委員）山川 仁憲

東千葉メディカルセンター（撮影部会長）梁川 範幸

超音波検査に携わっている診療放射線技師は極少数であり、生理機能検査として中央検査部で超音波検査を行っている施設が大多数である。CT や MR とは異なり、救急現場はもちろんベッドサイドで聴診器代わりとして超音波検査が用いられることは多々あり、術者の技術・技量が即座に検査結果に影響を与えるがゆえに、超音波装置を手際よく扱い、効率よく検査を進める中で、所見を見落とし見逃しが無いように拾い上げ、その所見と疾患のポイントを把握して検査に臨まなくてはいけないモダリティであると言っても過言ではない。

胃・大腸などの消化管検査同様に、超音波検査に携わった術者が報告書を作成することは、CT や MR 検査にはない大きな特徴の 1 つである。もちろん、読影補助という点においては、今日ではコメントなどを添えることも当たり前に行われている施設もある中で、超音波検査の様々な所見から考えられる疾患や病態を探り当てることは、読影補助のレベルとは異なり、決して容易いことではない。しかし、術者としての知識・技術を向上させる点においては、とても有用であり、検査を行う限り依頼医から求められる部分である。そこで得た多くの知識を他のモダリティへフィードバックすることもまた、超音波検査に携わる者の使命であると考えます。

今回のワークショップでは、「超音波検査の基本と考え方」と題し、基本的な見方、そして検査をする際の考え方に触れ、「乳房撮影に役立つ乳腺超音波検査」と題し、聖マリアンナ医科大学附属研究所 市瀬雅寿先生、「CT 検査に役立つ腹部超音波検査」と題し、取手北相馬保健医療センター医師会病院 大石武彦先生、「MR 検査に役立つ腹部超音波検査」と題し、東京医科大学 茨城医療センター 増田光一先生、「IVR に役立つ循環器超音波検査」と題し、日本心臓血圧研究振興会附属 榊原記念病院 武田和也先生に、症例を交えながら、超音波検査の経験がある診療放射線技師だからこそ分かる、各モダリティの検査に役立つポイントを紹介していただき、各モダリティにおいて、より良い検査へ繋がるものと考えています。

超音波検査の経験が無い方、超音波検査に興味があってもなかなか触れることが出来ない方に対し、超音波検査の有用性だけでなく、短所やピットフォールについても、分かり易く解説していただき、多くの会員の皆様に聞いていただきたいワークショップになることと確信しています。

『超音波検査の基本と考え方』

The ABC's of Ultrasound Examination

東京慈恵会医科大学附属病院 (撮影部会委員)

山川 仁憲

1. はじめに

超音波検査は, CTやMR 同様, 画像診断としての 1 モダリティを担っているが, 診療放射線技師が携わっている施設は非常に少ない. 超音波検査の特徴や基本を再確認し, 超音波検査的な考え方などを織り交ぜながら, 超音波検査を紹介していきたいと思う.

2. 透過画像と反射画像

例えば, CT は X 線吸収係数の差を用いた透過画像であり, 得られた情報は CT 値として絶対値で表示されるが, 超音波検査は, 音響インピーダンス(物質の密度と物質音速の積)の差を用いた反射画像であり, 相対値である. よって, 画像上の高輝度, 低輝度の持つ意味が異なっていることを認識しなくてはならない.



3. 超音波画像はリアルタイム

CT や MR の高速スキャンが可能になった今日だが, 超音波検査程のリアルタイム性は有していない. 超音波検査は, プローブ走査で映し出されるリアルタイム画像の中で, 所見を見付け出す術者の動体視力が問われる. リアルタイム画像の中で術者が見つけ出すことが出来ない所見は, 静止画として第三者へ画像を提供することもできない. 見落としをなくすプローブ走査が, 基本であることは言うまでもない.

4. 術者依存する超音波検査

超音波検査の特徴でもあり欠点でもある, 術者依存が顕著に表れる検査であるため, 他のモダリティに対して客観性に欠ける. 走査法, 表示法, 検査手順などの標準化を関連学会等で啓蒙しているが, 十分浸透していない現状である. また, リアルタイム画像の中から所見を拾い上げ, その所見からどのように考え, 疾患を推察する知識, 検査レポートを簡潔に分かり易く表現することも術者には求められる.

5. まとめ

術者に依存する部分が多い超音波検査における, 基本的な考え方や所見の捉え方を知ることによって, マンモグラフィ, CT や MR, IVR など他のモダリティに携わっている方々にとって, 有益な情報となることを, このワークショップを通してお伝えしたく考えている.

『乳房撮影に役立つ乳腺超音波検査』

Breast Ultrasound Examination to Help Mammography

聖マリアンナ医科大学附属ブレスト&イメージングセンター

市瀬 雅寿

はじめに

通常の乳房画像診断では、マンモグラフィ(以下MMG)を撮影した後に乳房超音波検査(以下US)が実施されることが多く、MMGを参照しながらUSを行うことがよくある。そこで今回は、それとは逆にMMG撮影に役立つUSについて検討してみた。

1. 検査手技

どのモダリティにおいても、撮影でのポジショニングは病変の描出を左右する重要な因子である。特に胸壁は湾曲しているため、MMGではブラインドエリアが生じやすい¹⁾。これに対し、USでは乳房全体を観察して描出することは基本的に可能である。また、MMGで腫瘍を認識することが困難な高濃度乳房でも、USの場合この影響は少ない。USで病変を見落とさないことがMMGを補助し、その撮影改善にも繋がる。これに役立つための手技や留意点および具体的な画像を提示する。

2. 総合判定の運用

当院は主に精密検査を行う施設であるが、任意型検診も行っている。MMGとUSが併用の場合、日本乳癌検診学会のマニュアル²⁾に沿った総合判定を取り入れている。これは特異度を上昇させるための方法であるが、MMGへ情報還元することにも役立つ。

3. US単独検診(任意型)の課題

20～40歳台の任意型検診でUS先行の場合において、要精検者のMMGは精密検査として保険診療となる。任意型検診で先行したUSが、その後のMMG撮影や読影にどれだけ役立ったかを考察したい。

参考文献

- 1) 日本医学放射線学会/日本放射線技術学会編. マンモグラフィガイドライン 第3版増補版. 医学書院. 東京. 2014:8-13
- 2) 日本乳癌検診学会総合判定委員会編. マンモグラフィと超音波検査の総合判定マニュアル. 篠原出版新社. 東京. 2015

『CT 検査に役立つ腹部超音波検査』

Abdominal Ultrasonography useful for Computed Tomography

取手北相馬保健医療センター医師会病院

大石 武彦

1. はじめに

超音波検査の施行資格は、臨床検査技師が診療放射線技師よりも先に認定された背景がある。同検査はCTと同じ画像検査であるにも関わらず、診療放射線技師が超音波検査を実施している施設は全国的に見ても少ない。このため、診療放射線技師の多くは超音波検査に携わることも、その知識を得る機会も決して多いとは言えないのが現状である。

私は日常業務として超音波検査を中心に、CT 検査にも携わっている。CT 検査を実施する上で、超音波画像の特徴、所見の捉え方・考え方、検査前・検査中の情報収集ポイント、および所見を正確に伝えるレポートの作成法を知っておくことは、有益な部分が多くあると考えている。

そこで今回は、超音波検査が有用であった急性腹症の症例を提示し、CT 検査の事前情報として、また読影補助として役立つと思われるポイントについて解説する。

2. CT 検査に役立つ腹部超音波検査

【急性腹症患者に対する超音波検査の流れ】

現在、私が行なっている超音波検査の流れは、以下の通りである。①医師からの検査指示部位・目的等を確認する。②カルテ上で、現病歴、既往歴、血液・尿検査の結果等を確認する。また、他のモダリティによる画像検査が実施されていれば、画像と読影結果を確認する。③検査前・中に患者から情報を収集し、必要に応じて圧痛・反跳痛の有無を確認する。④まずはルーチン走査を行い、②・③で得た情報を用いて、必要に応じて追加走査を実施する。⑤レポートを作成する。緊急に治療が必要な所見が疑われる場合は、指示医師に直接報告する。

【急性腹症患者のCTの流れ】

超音波検査を担当する以前の私はCT 検査の際に、前述の超音波検査の流れ②・③をほとんど行なうことなく、指示通りの部位・範囲が間違いなく撮像できていることを確認するのみで検査を終えていた。ただし、緊急治療が必要な所見が疑われる場合は、指示医師に直接報告することはしていた。

私は現在日常業務でCT を担当することはないが、夜間休日当番として行なうCT では前述①～③の流れで撮像をし、疾患を疑った場合はその部位の拡大再構成画像や多断面再構成画像(multi planar reconstruction: MPR)を追加作成し、専門外の医師でも診断しやすいような画像提供を意識している。

【急性腹症の症例提示:閉鎖孔ヘルニア嵌頓の超音波検査】

(1)検査目的に適った検査を行うための検査前・検査中の情報収集

患者は、80 歳代の女性。検査目的は数日前からの食欲不振と嘔吐、右下腹部痛の精査であった。カルテか

ら虫垂切除と避妊手術の既往ありとの情報を得た。超音波検査開始時、血液検査データは結果が出ていなかった。腹部単純 X 線写真では、小腸の広範囲にガス像を認め、腸閉塞が疑われた。ストレッチャーで検査室へ入室した際最初に、痩せ型の高齢女性で右膝を立てた状態であると観察することができた。

(2) 所見の捉え方・考え方

超音波でも広範囲の小腸に拡張を認めたものの、大腸には拡張を認めなかった。拡張小腸を追跡したが腹腔内に閉塞機転は指摘できなかった。収集した情報(数日前から症状あり、痩せ型の高齢女性、右膝を立てた状態)から右側の閉鎖孔ヘルニアの可能性を考え、恥骨結合と大腿動脈のほぼ中間点を縦断走査したところ、恥骨の足側に描出される大腿筋群内に脱出する消化管構造を同定した(Fig.1)。嵌頓した小腸壁の層構造、カラードプラーによる血流検出の有無等から虚血と壊死の参考となる所見を観察した。

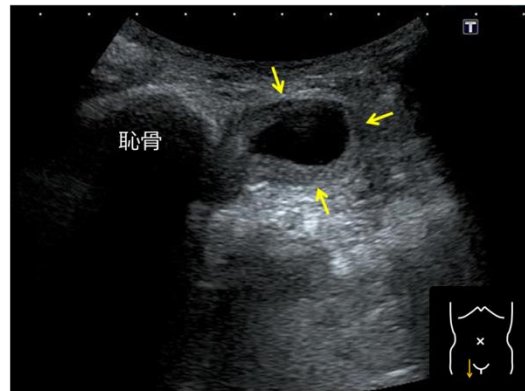


Fig.1 閉鎖孔ヘルニアの超音波像
(矢印:嵌頓小腸)

(3) 依頼医師に所見を正確に伝えるためのレポートの作成方法

緊急手術になる可能性のある疾患であったため、直ちに依頼医師に所見を報告した。レポートは暫定版として、緊急治療に必要な内容のみを記載した。また、レポートの添付画像上に部位の解説を記載した。

(4) 本疾患の検査に有用な知識

数日前からの食欲不振と嘔吐は、閉鎖孔等、ヘルニアの脱出孔が小さく強靱な場合に起こりやすく、腸壁の一部が嵌頓するものの完全閉塞とはならないリヒター型ヘルニア(Fig.2)を疑わせる症状である。また、閉鎖孔ヘルニアは痩せ型の高齢女性に多い。右膝を立てた状態から、股関節の伸展や外転により疼痛が増強する Howship-Romberg sign の可能性が考えられた。

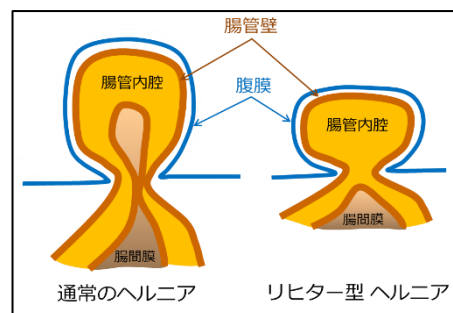


Fig.2 ヘルニアの種類

(5) 本症例の超音波検査が CT 検査に役立つと考えられる点

事前に実施されていた超音波検査の画像をある程度理解し所見を確認しておくことで、その後造影 CT の依頼があった場合、腸管壊死の有無を評価するための適切な造影法、および撮像タイミングを考慮することができる。また、超音波検査時に行う検査前・中の情報収集法、所見の捉え方・考え方は CT 撮像時にも役立つと考える。

今回の提示症例では、専門外の医師が CT 検査を指示してきた場合、腸閉塞の原因として腹腔内の拡張小腸の追跡にとらわれるあまり、閉鎖孔ヘルニアの嵌頓(Fig.3)に気が付けない可能性が考えられる。病変部の再構成画像を追加の上、医師に直接コメントすることで、緊急手術の適応となる場合が多い閉鎖孔ヘルニアを見落とすことなく診断可能である。このことは患者にとって非常に有益であり、医師の診落としを防ぐ読影補助としての役割も大きい。当院では技師による読影補助が重要視されており、撮像した画像上で異常に気が付い

た場合は、指示医師に何らかの形で報告することをルールとしている。

本症例のように、知識不足により病変の検出に難渋する疾患は他にも数多く存在する。超音波検査では描出技術だけでなく、検査前・中に収集した情報から検査のポイントを絞り、持ち得る疾患の知識をいかに活用するかが重要であり、これが疾患の検出や質的評価に直結する。このことは CT 検査においても同等に重要であり、疑われる疾患を評価するための適切な撮像条件や造影法に加え、撮像後の画像処理(拡大や MPR 画像等)の追加が読影補助の一環となるはずである。

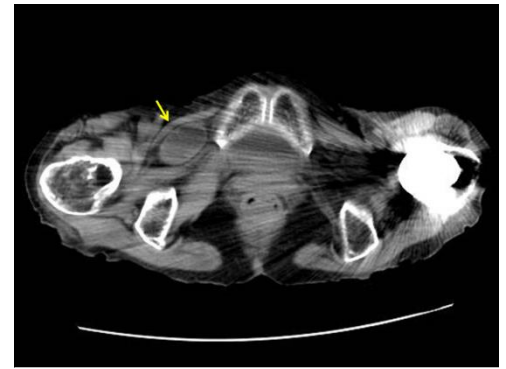


Fig.3 閉鎖孔ヘルニアの CT 像
(矢印:嵌頓小腸)

3. まとめ

超音波検査では、検査前・中に収集した情報から疑われる疾患をある程度絞り込んだ上で、該当部位を走査・観察しなければ診断に必要な所見を得ることはできない。また、病変部を検出できたとしても何が異常であるかを理解していなければ、レポートに所見を正確に記載することはできない。この視点は日常的に CT を担当する技師にも必要なものであり、読影補助という観点からも重要であると考ええる。

参考文献

- 1) 畠 二郎, 長谷川雄一 編. 超音波エキスパート 14 消化管エコーUPDATE. 医歯薬出版. 2013

『MR 検査に役立つ腹部超音波検査』

Usefulness of Abdominal Ultrasonography in Magnetic Resonance Imaging

東京医科大学 茨城医療センター

増田 光一

1. はじめに

腹部検査のファーストチョイスとして小病変の検出に優れる超音波検査は、検査担当者の技量に左右されやすくガスや骨、体格の影響を受けやすい。また、探触子の幅から映し出される部分的な断層像であることからMRI検査のように広い範囲をスキャンすることが難しく、画像情報はそれに比べ乏しい。

MRI検査と異なる点は、リアルタイムに異常所見を拾い、その所見を画像に記録し、レポートにまとめていくところにある。検査担当者は遭遇した疾患や病態が何なのかを考え画像を記録していくが、そこには診断に結びつく有用な情報が写し込まれている。

超音波画像は、見慣れない人にとって難解な画像だが、検者が超音波検査の特性を知り、超音波画像から少しでも有益な情報が読み取れるようになることが、今後の検査や患者のための治療に活かされる。

2. 超音波解剖は思いのほか難しい

超音波画像は視野の狭い任意の断層像であり、超音波検査経験のない者にとっては頭の中で描いたイメージと実際に見る超音波画像の相違に戸惑うことが多い。そのイメージのギャップを小さくするためには自施設で記録する基本となる断面を把握しておくことが良い。当センターにおける胆嚢の基本断面像は、胆嚢が広く描出される長軸像とそれに直交する短軸像、頸部中心の画像や底部を意識した記録断面を必要に応じて加えている。脾臓は一枚の画像に全体像を記録することができないので、分割して記録することになる。鉤状突起は縦方向に長く、その長軸像、短軸像、脾頭部、脾体部の長軸像、脾臓側から脾尾部像この5枚を基本断面としている。肝外胆管は、肝門部領域胆管と遠位胆管の長軸像を基本断面とし記録している。

実際に記録される基本断面は、消化管のガスなど様々な要因によって臓器の全体像が記録できないこともある。毎回同じように教科書通りの画像が得られるとは限らないことから基本断面を把握しておくことが、超音波解剖の理解と今後の検査に役立つと考える。

3. 脾・胆道系における超音波検査のウィークポイント

1) 体格やガス、検者の技量によって画質は左右される

体格の良い患者の脾臓や胆嚢、肝外胆管を観察する際、超音波の減衰やガスによる影響を避けられない場合がある(Fig.1)。特に脾、胆道系は検者の技量によって目的臓器の描出能が変わり易い。実際の検査では体位変換を加え工夫をしながら音響窓(ガスや骨などの影響を受けずにすむ最適な超音波ビームの通り道)を探りながら検査を進めていく。しかし、音響窓が狭く観察範囲が限

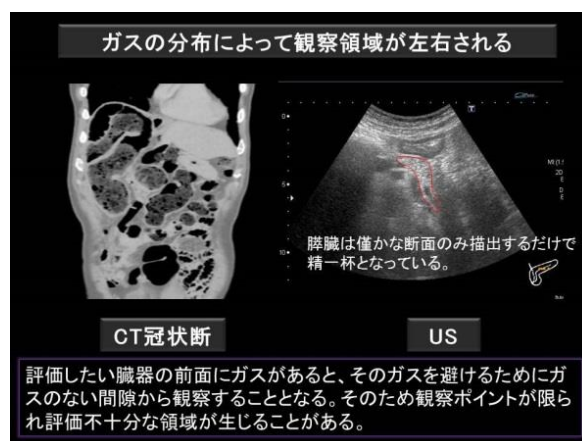


Fig.1

定されてしまうと評価したい臓器が全く観察できない場合がある。このような場合、胆道系や主膵管の全体像を把握しやすい MRCP などの他検査を積極的に行う必要がある。

2) 胆嚢

胆嚢底部は、腹側に位置しやすいことから恒常的に多重反射(組織の境界などで超音波の反射が繰り返される現象)の影響を受けている。多重反射は病変をマスクし、あたかも病変が無いように映し出される(Fig.2)。胆嚢底部は胆嚢癌の好発部位であることから多重反射を避け丁寧に観察することが重要となる。多重反射を回避するためには、腹壁に対し探触子の角度を微妙に変える。胆嚢との距離を置く。体位変換を加える。高周波探触子を用いるなど、胆嚢を観察する上でのチェックポイントを理解しておくことが必要である。その他にもサイドローブアーチファクト(消化管など周囲の強い反射体からの信号が実像に重なる虚像)が、胆泥のように写し込まれることがあり誤認しないよう注意が必要である(Fig.2)。臨床にて胆嚢が観察が十分できないケースに充満胆石、陶器様胆嚢などが挙げられる(Fig.3)。胆嚢癌に胆石を合併する頻度は 2.7~8.3%との報告もあり、内腔評価が難しいケースでは、MRI 検査や CT 検査にて内腔評価を委ね適切な評価が必要となる。



Fig.2

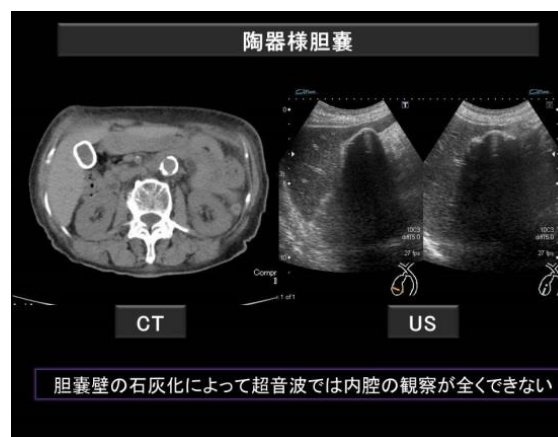


Fig.3

3) 膵臓

膵臓は胃の背側に存在するため、胃のガスが多いと観察が難しくなる。特に胃体上部のガスが多いと膵体尾部の描出能に影響を及ぼす。超音波検査は“見えない領域”を観察の中で工夫を凝らしながら検査をすすめることになる。膵体尾部の描出能を上げるために右側臥位にし膵体尾部を腹側に位置を変え膵臓と胃の関係に変化を持たせる(Fig.4)。飲水によって胃の中に水を充満させ膵尾部の描出を改善している。実際の検査では、膵実質像の視認性を向上させる工夫が常に求められる。

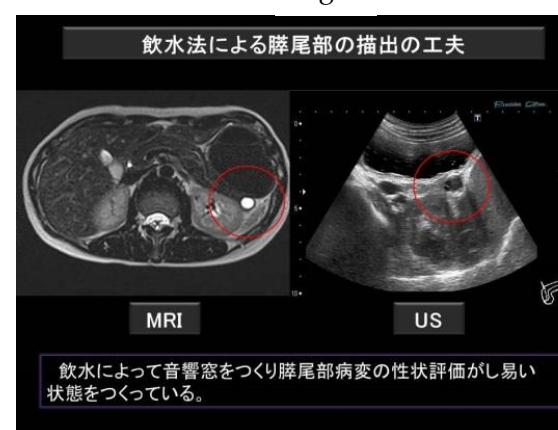


Fig.4

4. 超音波検査における膵・胆道系のチェックポイント

1) 胆嚢

位置、形状、大きさ、壁の性状、内腔に異常（結石、胆泥、ポリープ、腫瘍）が無いか確認し、必要に応じ血流評価を加えながら検査を進める。胆嚢壁は粘膜、固有筋層、漿膜下層からなり、消化管のように粘膜筋板や粘膜下層を有さない。また、胆嚢には粘膜層の憩室陥入である Rokitansky-Aschoff sinus（以下 RAS）が存在する。胆嚢壁は高エコーの1層あるいは低、高エコー2層の薄い層構造として描出される。胆嚢癌は丈の低い表面型の腫瘍の進展を伴うことが多く RAS を介在し容易に筋層や漿膜下層まで達する。粘膜筋板がなく浸潤しやすいことから胆嚢癌を疑うような広基性隆起性病変を認めた場合、その付着部である外側高エコー層に不整像や断裂像がないか壁の性状を注意深く観察することが重要である。

2) 膵臓

膵の形状、大きさ、実質の内部エコーレベル、主膵管径そして膵周囲の変化、充実性病変の有無を確認しながら検査を進めていく。充実性病変を認めた場合、病変の数、輝度、輪郭、内部エコー、血流の多寡、膵管の性状を確認する。膵癌診療ガイドライン第4版では、IPMN（膵管内乳頭粘液性腫瘍）と膵嚢胞は、膵癌の前癌病変として慎重な経過観察を提唱している。また、長期予後の期待できる早期の膵癌を診断する上で主膵管の拡張と嚢胞の存在は重要な間接所見とされている。腫瘍を捉えることができず間接所見を認めることも少なくないことから主膵管拡張の有無と性状評価は慎重に行うことが重要である。

3) 胆管

胆管の拡張の有無、胆管壁の性状、胆管内腔に異常エコーを認めないか検査を進めていく。特に肝外胆管はガスや患者の体格によって描出領域が大きく影響を受けることから、日ごろから近位胆管、遠位胆管まで万遍なく観察することが大切になる。肝外胆管に拡張を認めた場合は、加齢、胃切除術後、胆嚢切除後例を除外し、総胆管結石や腫瘍性病変の有無を確認するとともに膵癌の併存などがないか慎重に検査を進めていく。

5. 超音波検査ならではの情報とは～MRI 検査に生かすために～

超音波検査は、目的臓器が鮮明に映し出せる状態であれば、他の検査に匹敵するほどの情報が得られる。腹腔内の状態をリアルタイムに評価できることから体位変換を加え胆嚢内腔の結石や debris の可動性や探触子による走査時疼痛 (sonographic Murphy sign) の確認、広基性病変の詳細な壁構造の観察から胆嚢癌の鑑別にも有用な情報を得ることができる。胆管疾患においても胆管内の評価に加えて胆管壁の性状も詳細に観察することができる。さらに呼吸のコントロールが難しい患者においてもリアルタイム性を生かした詳細な観察が可能である。しかし、前述のとおり超音波検査にも体格やガスによる問題

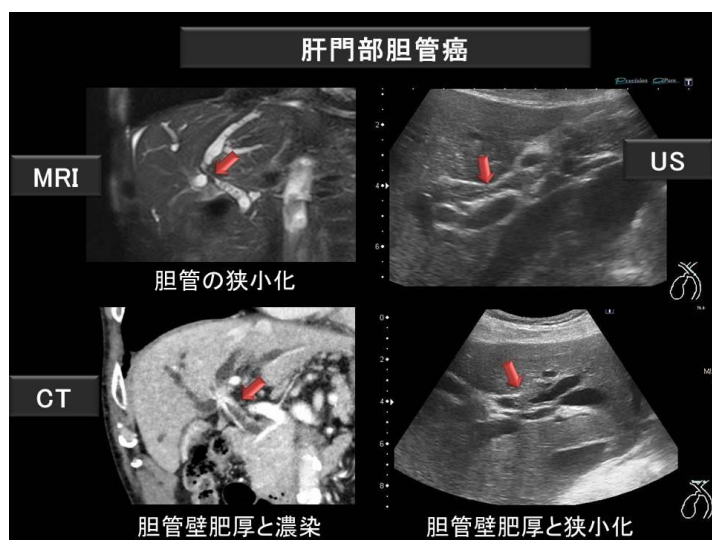


Fig.5

もあり膵・胆道系の検査にも限界がある。

一方,MRI 検査は,膵・胆道疾患を評価するにあたり各 種シーケンスの組み合わせと MRCP による胆管,膵管の全体像の把握ができることから必要不可欠な検査法となっている.MRI 検査は患者の体動や呼吸のコントロールが安定しないと目的とする病変の評価が難しい場合がある.しかし,MRI 検査担当者が超音波検査の情報から病変の位置関係を認識する読影力が備われば,それを工夫する術や撮影技術の向上にも繋がる(Fig.5).

6. おわりに

超音波検査の品質が担保されれば他検査にも勝とも劣らない情報が得られる.しかし,超音波検査は,検査者のスキルに依存されやすく,すべての患者に対し誰が検査を行っても同じ品質で結果が保証されることはない.また,遭遇する疾患は様々な病態が背景にあることから,同じ疾患であっても常に典型的な画像が得られない.超音波検査担当者は安易に疾患を決めつけるのではなく他検査の担当と情報を共有しながら次の検査に生かすことを考えていかなければならない.昨今の MRI 検査の先進技術を考えれば超音波検査と手技は違えども,MRI 検査担当者が,少しでも超音波検査への理解を深め臨床知識がより整合されることになれば MRI 検査に必ず役立つと考える.

参考文献

- 1)岡庭信司. 胆嚢病変の超音波診断. 超音波医学;vol36 No1 (2009) :23-31
- 2)真口宏介, 小山内学, 他. 膵腫瘍の超音波診断. 超音波医学;vol37 No4 (2010) :425-433
- 3)岡庭信司, 岩下和広, 他. 胆嚢病変の超音波診断. 超音波医学;vol40 No2 (2013) :147-156
- 4)岡庭信司, 岩下和広, 他. 膵管癌のスクリーニングと鑑別診断. 超音波医学;vol41 No4 (2014) :545-551
- 5)日本膵臓学会膵癌診療ガイドライン改訂委員会.膵癌診療ガイドライン 2016 年版
- 6)超音波検査技術 腹部超音波テキスト.日本超音波検査学会;vol27 No3(2002)

『IVRに役立つ循環器超音波検査』

Usefulness of Abdominal Ultrasonography in Magnetic Resonance Imaging

公益財団法人日本心臓血圧研究振興会附属 榊原記念病院

武田 和也

1. はじめに

超音波検査は特別な準備を必要とせずベッドサイドでリアルタイムに診断情報を取得できるため、今やスクリーニング検査として様々な疾患で用いられており非侵襲的な画像診断法として第一選択とされている。特に環器領域においては冠動脈、構造的な疾患、先天性疾患そして末梢血管に対してのIVRが広く行われ、これら循環器領域のIVRにおける超音波検査法の有用性について記述する。

2. 血管内超音波法(IVUS)ガイドによる冠動脈インターベンション(PCI)

IVUSガイドPCIの主な目的は冠動脈の血管径、病変長などステント留置を行うための定量評価と、血管造影では判別困難な石灰化の分布、血管リモデリングの評価、そして不安定プラークの存在の定性的な評価。また、ステント留置後ではステントの拡張や圧着、冠動脈解離の有無を評価し安全に手技を終えることができるか評価することである。IVUSの使用に関して我が国では早くから保険償還されていることもあり、PCIの8割を超える症例で使用されている。しかし、諸外国ではこれまでにIVUSガイドPCIの有用性を強く示すエビデンスが少なかったこともありIVUSの使用率は低い。しかし、図1に示す様に無作為割付試験の結果から血管造影のみで行われたPCIと比較して総死亡、主要心事故、ステント血栓症を有意に減少させると報告されており²⁾、IVUSは研究目的のみならずPCIの予後を良好にする臨床的に有用な検査法であると見直れてきた。

3. 構造的な疾患に対するIVR

経カテーテル大動脈弁植込術(TAVI)や経皮的僧帽弁裂開術(PTMC)に代表される構造的な疾患においては経胸壁心エコー、経食道心エコー(TEE)は大動脈弁狭窄症や

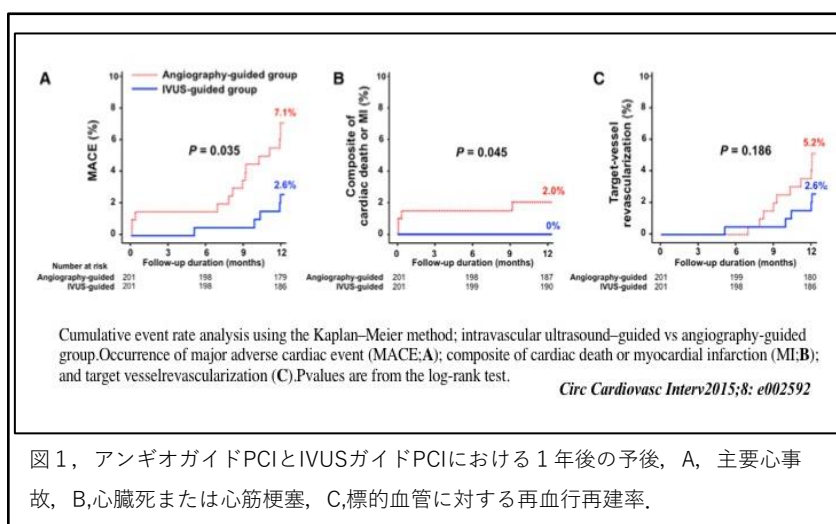


図1. アンギオガイドPCIとIVUSガイドPCIにおける1年後の予後, A, 主要心事故, B, 心臓死または心筋梗塞, C, 標的血管に対する再血管再建率。

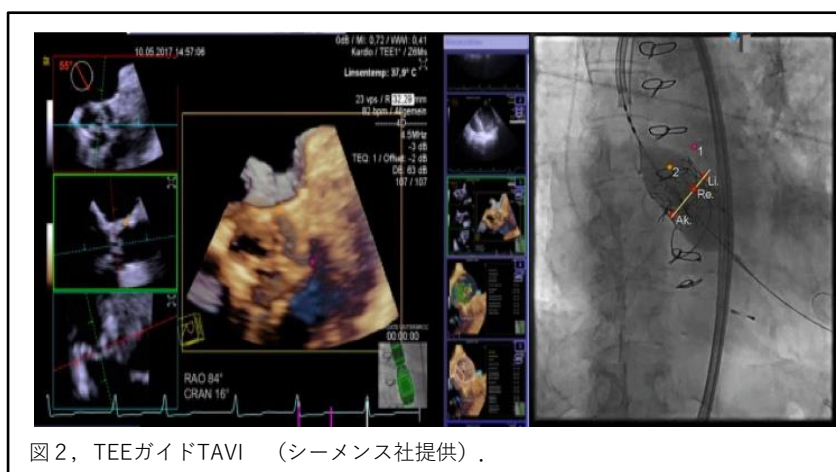


図2. TEEガイドTAVI (シーメンス社提供)。

僧帽弁狭窄症、僧帽弁閉鎖不全症そして閉塞性肥大型心筋症など治療の適応判別はもとより、IVR においてはリアルタイムに治療効果の判定とエンドポイントの決定を行うことができる。

TAVI においては MDCT の計測にて治療戦略を立てることが一般的であるが、TAVI 施行時に血行動態が破綻した際に、TEE は新規の局所壁運動異常や僧帽弁逆流の有無、心タンポナーデ、大動脈解離や冠動脈閉塞などを鑑別できる有用な画像診断法である³⁾ 図2に TEE ガイド TAVI を示す。また、我が国でも今年から行われる僧帽閉鎖不全症に対する MitraCrip においては TEE ガイドで行うことが必須条件となっており、心房中隔穿刺からデバイスの留置位置、そして術前後の僧帽弁逆流の評価まで全ての手技に関わる画像診断法である(図3)。

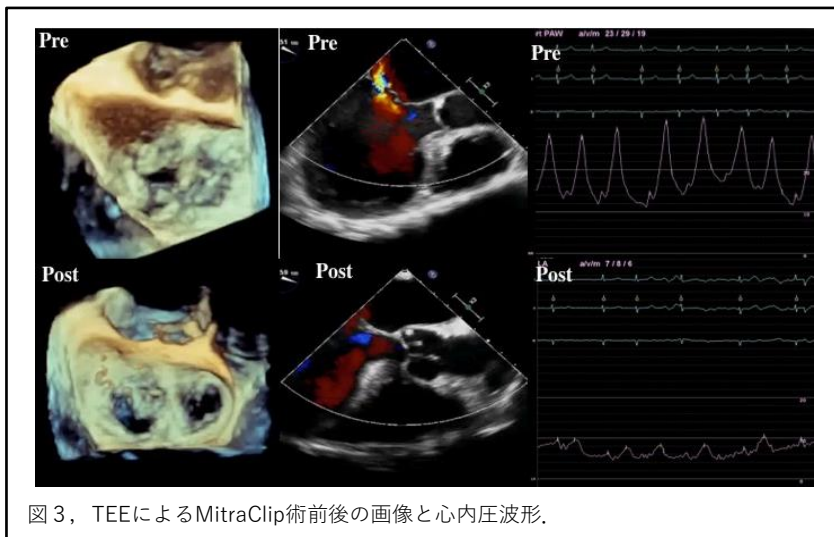


図3, TEEによるMitraClip術前後の画像と心内圧波形。

さらに、閉塞性肥大型心筋症に対するIVRとして良好な初期成績と遠隔期の成績が報告されているアルコール焼灼による中隔心筋縮小術である経皮的アルコール中隔心筋焼灼術(PTSMA)においては図4に示すように心筋コントラストエコーを併用することで正確な焼灼部位を同定することができるため、不必要なPTSMAは中隔枝へのエタノール投与を避けることができ房室ブロックの発生や心筋梗塞、心室細動などの合併症が軽減するとともに治療成績が大きく向上した⁴⁾。

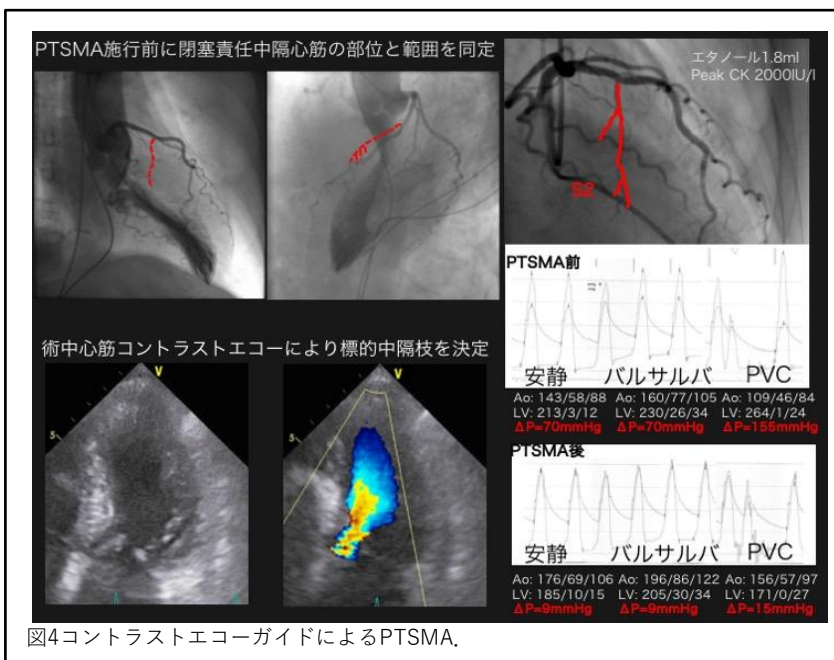


図4コントラストエコーガイドによるPTSMA。

4. 末梢血管に対する IVR

末梢血管に対する IVR において体表面血管超音波法は、放射線や造影剤を用いずに術前に病変部位の検索や重症度の判定を行うことができる非侵襲的な画像診断法である。末梢血管治療に対する IVR においては血管造影では描出不可能な閉塞した血管内腔を描出することが可能であり、図5に示すように X 線透視を用いずともガイドワイヤ操作を行うことができ患者だけでなく術者の放射線被ばくの低減にも有用であるとともに、ガイドワイヤの走行確認に造影剤を使用しないため腎機能低下症例に対する有用性が報告されている⁵⁾。また、治療領域は浅大腿動脈領域のみならず腸骨動脈領域⁶⁾や膝窩動脈以下⁷⁾の領域においても体表エコーガイドによる有用性が報告されている。

5. さいごに

現在, X 線透視や血管造影では描出が困難な軟部組織の描出に優れる超音波検査は, 循環器領域の様々な IVR に利用されているが, 循環器 IVR における超音波検査をより敷居の低いものにするためにも, 我々放射線技師は超音波検査技師や超音波診断医に対する被ばく防護を十分に配慮し, 安全安心に超音波検査を施行できる環境を構築することが大切である。



図5, 体表エコーガイドのガイドワイヤ操作による末梢血管IVR.

参考文献

- 1). Kimura T, Morimoto T, Natsuaki M, et al: Comparison of everolimus-eluting and sirolimus-eluting coronary stents: 1-year outcomes from the Randomized Evaluation of Sirolimus-eluting Versus Everolimus-eluting stent Trial (RESET). Circulation 2012; 126: 1225–1236
- 2). Kim BK, Shin DH, Hong MK, et al; CTO-IVUS Study Investigators: Clinical impact of intravascular ultrasound-guided chronic total occlusion intervention with zotarolimus-eluting versus biolimus-eluting stent implantation: randomized study. Circ Cardiovasc Interv 2015; 8: e002592
- 3). 小出康弘,TAVIにおけるTEEの活用法;Cardiovascular Anesthesia VOL.20 NO.1 2016.
- 4). 高見澤格, 他, Septal Reduction Therapyの展開—経皮的アルコール中隔心筋焼灼術の短期・長期効果—, 最新医学:第71巻8号:82-92.
- 5). Ascher E, Marks N, Schutzer RW, Hingorani AP. Duplex-guided balloon angioplasty and stenting for femoropopliteal arterial occlusive disease: an alternative in patients with renal insufficiency. J Vasc Surg. 2005;42:1108–13.
- 6). 日向野智香,他, 腸骨動脈領域の慢性完全閉塞病変に対する, エコーガイド下血管内治療の有用性の検討;第55回日本脈管学会総会.
- 7). 橘内 秀雄,他,膝下領域の血管内治療におけるエコーガイド下 EVT の治療成績,第41回日本超音波検査学会;学会プログラム・講演抄録集 P.S232.

『肝多時相造影 CT 理論の再考 -何を優先すべきか-』

Reconsideration of Hepatic Multiphasic Contrast-enhanced CT Theory

- What Should We Give Priority to ? -

埼玉医科大学国際医療センター

市川 智章

1. はじめに

低電圧 CT は、併用する逐次近似法の進歩により、現在すでに臨床応用レベルにある。低電圧 CT は、(1) 我が国では福島原発事故以来、被曝への関心が急速に高まっている、(2) 腎機能に及ぼす造影剤の影響・減量が臨床的トピックスになっている、という時代のニーズと極めてマッチするため、急速に臨床に導入されつつある。たしかに、低電圧 CT は、被曝低減・造影剤減量という、臨床的に非常にインパクトの強い結果をもたらすが、それ故に、その臨床応用は、被曝軽減・造影剤用量低減という方向性のみに固定されて、かつ、理論的根拠が不十分なまま、見切り発車的に臨床応用されてしまっている感が否めない。現在の CT 造影理論(1)が確立した経緯を再考し、低電圧 CT 時代に何を優先させるべきか、技術的に何が問題なのか、今一度考えてみる必要がある。

2. 病変検出能か、造影剤減量か？

(2-1) 病変検出能

そもそも、今の低電圧 CT の臨床応用は、従来法 (120kVp 撮影, 600mgI/kg・30 秒注入法) が、理想的かつ完璧であるという前提に基づいている。しかし、CTHA/CTAP と、従来法で撮影された肝多時相造影 CT では、肝臓における病変検出能に有意な差があったことを思い出してほしい。肝多時相造影プロトコルにおいて、最適とされている造影剤用量 (600mgI/kg) は、決して理想値ではない。この値は、造影剤の用量負担に伴うリスクと病変検出能におけるベネフィット、臨床現場で受け入れ可能な注入速度の設定など、種々のパラメータの trade-off で決定された経緯があり、本質的に臨床的妥協を内包しているのである。以下に、低電圧 CT を用いた肝動脈優位相における多血性肝細胞癌の検出能の結果を示す (Table 1)。本検討は、まだ逐次近似法 (iterative reconstruction, 以下 IR) が使用できなかった低電圧 CT 導入初期に行ったものであり、低電圧 CT 群は従来法と比較するとバックグラウンドノイズが 2 倍であるが (Table 1-1)、それでも病変検出能は有意に改善している (Table 1-2) (2)。このことからわかるように、従来法における病変検出能は未だ改善の余地が多分にあるので、まずは造影剤減量ありきではなく、低電圧 CT の優れたコントラスト分解能を利用して、病変検出能の改善を目指すべきではないかと思われる。

Table 1-1: Image Noise, Contrast-to-Noise Ratio (CNR), and Image Quality Score

Acquisition Protocol	80 kVp	120 kVp
Image noise [HU]	20 (8.0)*	10 (1.0)
CNR	4.6 (3.0)	3.7 (3.2)
Image quality score	1.6 (0.04)**	3.0 (0.0)

*Note: Numbers in parentheses are mean (standard error) of the standard deviation of pixel CT values in paraspinal muscles.

Table 1-2 : Diagnostic Ability for Detecting Hypervascular HCC

Acquisition Protocol	80 kVp	120 kVp
Az value	.986*	.841
Sensitivity	78/79(99) **	55/69 (79)
Specificity	34/36 (97)	14/15(93)

(2-2) 造影剤減量

低電圧 CT はコントラスト分解能に優れるため、従来と同じ画質を維持しつつ、造影剤を減量することが可能である。上述したように、筆者は、造影剤減量を考慮する前に、病変検出能向上についての検討を十分に行うことが先決と考えているが、実際のところ、現時点では「低電圧 CT の臨床応用＝造影剤減量」の考え方が主流であろう。現時点で使用可能な低電圧 CT+IR 技術下で造影剤がどの程度減量可能かについて、ファントム実験の結果を示す (Figure 1)。ファントム実験の結果では、従来法と同じ画像コントラストを得るために必要な造影剤用量は、約 40% 減量の 370mgI/kg であり、これは文献報告の結果 (3) と一致していた。

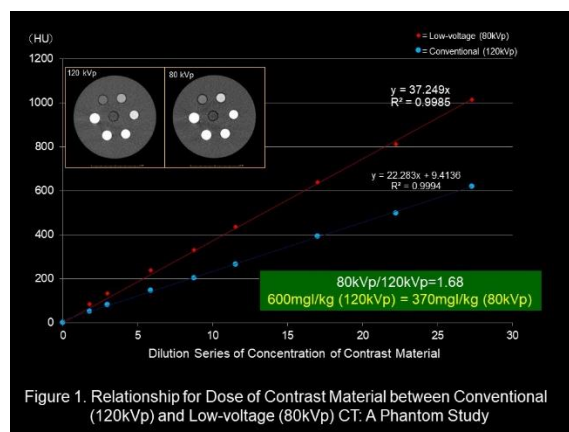


Figure 1. Relationship for Dose of Contrast Material between Conventional (120kVp) and Low-voltage (80kVp) CT: A Phantom Study

3. CT 造影理論から見た造影剤減量下低電圧 CT 撮像における問題点

CT 造影理論は、一度習得してしまえば、使用機器環境が変わっても新たに学びなおす必要がない。ただし、これは理論の核となる注入時間一定 (30 秒) 下における使用造影剤が妥当もしくは許容範囲内とされる用量 (450-700mgI/kg 程度) に設定されている場合であり、これを大きく逸脱するような場合は、理論の再現性・妥当性を検証する必要がある。上述したように、低電圧 CT 撮像では、従来法と同じ画像を得るのであれば、造影剤は 40% 減らすことができるが、これはすなわち、注入速度も 40% 減になることを意味する。注入速度が大動脈の時間-濃度曲線 (Time-Density Curve, 以下, TDC) に及ぼす影響について、ファントム実験の結果を示す (Figure 2, Table 2)。注入速度が 2mL/sec を下回ると、大動脈の TDC は、右肩 (変曲点) を持つ従来の形態から、右肩のない一峰性の形状を示すようになる。結果として、適切な肝動脈優位相撮像が可能と考えられる大動脈ピーク値近く (ピーク値の 80% 以上と定義) に至るまでの時間が延長し、かつ、大動脈ピーク値近くを維持する時間が短縮する。これは、肝ダイナミック CT 検査における大動脈の TDC としては不適であり、従来の CT 造影理論が成り立たない可能性があることが示唆される。

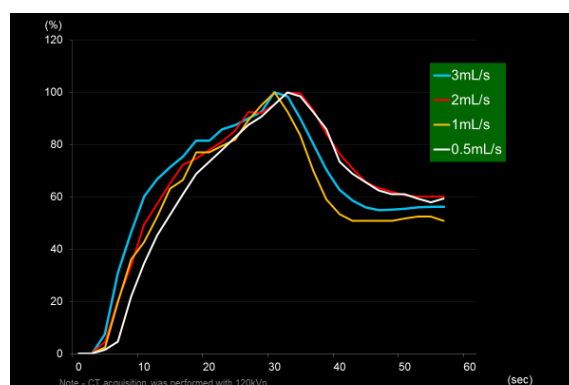


Table 2. Effects of Reduction in Injection Rate of Contrast Material for TDC of Aorta on HAP images: A Phantom Study

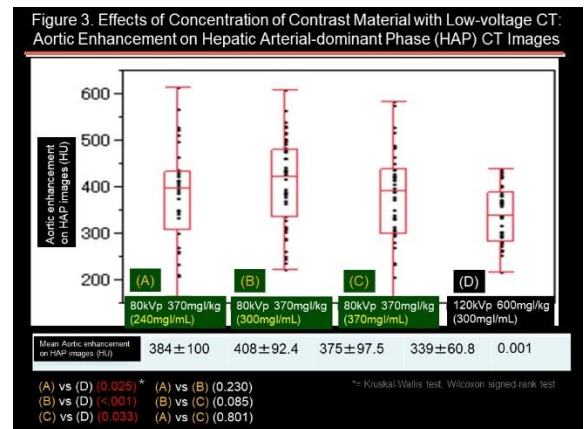
Injection rate (mL/sec)	0.2	0.5	1	2	3	5	6	8
Time to 80% of Peak Value of Aorta								
120kVp	28	28	28	26	22	23	22	22
80kVp	26	26	28	22	22	20	-	-
Duration of above 80% of Peak Value of Aorta								
120kVp	12	12	14	18	20	18	18	24
80kVp	12	14	14	18	18	22	-	-

4. 造影剤減量が低電圧 CT 撮像 (肝動脈優位相) に与える影響

(4-1) 造影剤減量下における造影剤濃度の影響 - 肝動脈優位相における大動脈濃度-

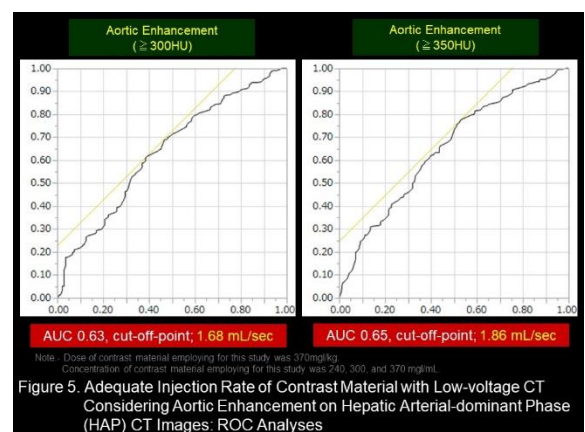
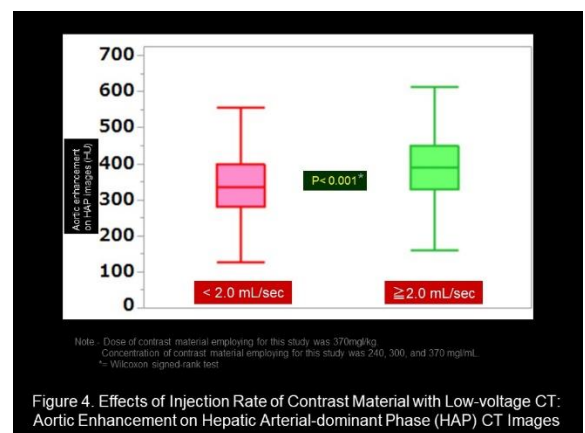
注入時間、時間比ヨード量、総投与ヨード量が同じである造影プロトコルのことを同一プロトコールと呼ぶが、異なる造影剤濃度製剤を使用することにより、見かけ上、注入速度や造影剤容量が異なる同一プロトコールを作成することが可能である。CT 造影理論上、同一プロトコールであれば、各臓器の TDC は同一になるはずである。

が、実際の臨床では、同一プロトコールの場合、中濃度造影剤使用時のほうが高濃度造影剤使用時より、大動脈ピーク値が高くなることが知られている(1, 4-6)．紙面の関係上、詳細は割愛するが、これは主として、①造影剤注入終了時に dead space 内に取り残されたヨード量(4)、②注入速度 (5, 6)、の違いにより説明される．低電圧 CT 撮像で造影剤減量を実現した場合、今まで以上に①、②の影響が強くなることから、これらの影響を調べるため、低濃度(200mgI/mL)、中濃度(300mgI/mL)、高濃度(370mgI/mL)を用いた同一プロトコール下低電圧 CT と従来法による肝動脈優位相を撮像し、肝動脈優位相における大動脈濃度をそれぞれ比較した．本検討において最も①、②の影響が強くなると考えられる高濃度(370mgI/mL) ((C) 群) は、従来法と比較すると、造影剤容量・注入速度は平均で約半分(52% 減)であった．Figure 3 に結果を示す．今回の検討では、大動脈濃度は、いずれの造影剤濃度を使用しても、低電圧 CT 撮像群は従来法と比較して有意に高く、低電圧 CT 撮像群間では、有意差は見られなかった．このことから、少なくとも、従来信じられてきた①の影響は極めて小さく、①を理由に、低電圧 CT 撮像を行う上で造影剤濃度に制限を加える必要はないと考えられる．



(4-2) 造影剤減量下における造影剤注入速度の影響 – 肝動脈優位相における大動脈濃度-

(4-1) で行った検討結果を、使用造影剤濃度如何によらず、注入速度に注目し解析した結果を Figure 4, 5 に示す．Figure 2, Table 2 の結果より、注入速度が 2mL/sec 以下になると、造影理論が成り立たなくなる可能性があることから、注入速度が 2mL/sec より小さい、2mL/sec 以上の 2 群に分けたところ、大動脈濃度に有意差が認められた．また、従来法を用いた以前の研究から、肝動脈優位相における多血性肝細胞癌の検出能を維持するためには、肝動脈優位相での大動脈濃度が最低でも単純 CT より 300HU 以上上昇(我々は、安全域を考慮し、350HU としている)することが必要であることが知られているが (1), Figure 5 に示した ROC 解析の結果からは、肝動脈優位相で大動脈濃度を単純 CT より 300HU, 350HU 以上上昇させるためには、やはり 2mL/sec を下回る程度(1.7-1.9mL/sec)が cut-off point となっている．このことより、(4-1) で述べた、低電圧 CT 撮像における造影剤濃度の選択における問題点のうち、dead space への残留造影剤の影響は無視していいものの、注入速度の影響は考慮すべきであり、プロトコール上、注入速度が 2mL/sec を下回るような場合、より濃度の低い造影剤を選択し注入速度を 2mL/sec 以上に維持する工夫が必要と考えられる．



5. おわりに

肝多時相撮像における CT 造影理論は、技術・装置側でなく心機能を中心とした人体の循環動態に基づいているため、普遍性を有する。ただし、この普遍性は、“注入時間”を一定にすることにより、大部分の被検者に適応できる単一造影プロトコールを設定できる、という理論の核となる部分においてのことであり、現在適正とされている“造影剤用量 (600mgI/kg)”は、臨床的制約を十分に考慮した上で決定された妥協値であり、決して普遍性を有する理想値ではないことを知っておく必要がある。さらに、CT 造影理論導入後、“注入速度”は、注入時間と造影剤用量により自動的に決定される因子であることから、その重要性は相対的に低いと考えられるようになったため、その影響について十分な検証が行われてこなかったことにも留意する必要がある。現在およびこれからの潮流である低電圧 CT や超高精細 CT 使用に際し、CT 造影理論を応用するためには、造影理論における各因子の設定値が今に至った経緯を十分に理解する必要がある。さもないと、「造影 CT の一義的施行目的は病変検出である」、「CT の最大の欠点は今も昔も変わらずコントラスト分解能である」という、ごくごく基本的な立ち位置さえ見失ってしまうであろう。

参考文献

- 1) 市川智章, 他: CT 造影理論. 市川智章編, 医学書院, 2004.
- 2) Ichikawa T, et al. Volumetric low-tube-voltage CT imaging for evaluating hypervascular hepatocellular carcinoma; effects on radiation exposure, image quality, and diagnostic performance. Japanese Journal of Radiology 2013; 31: 521-529.
- 3) Nakaura T, et al. Abdominal dynamic CT in patients with renal dysfunction ; Contrast agent dose reduction with low tube voltage and high tube current-time product settings at 256 -detector row CT. Radiology 2011; 261:467-476
- 4) Awai K, et al. Moderate versus high concentration material for aortic and hepatic enhancement and tumor-to-liver contrast at multi-detector row CT. Radiology 2004; 233: 682-688.
- 5) Han JK, et al. Factors influencing vascular and hepatic enhancement at CT: experimental study on injection protocol using a canine model. J Comput Assist Tomogr 2000; 24: 400-406.
- 6) Han JK, et al. Contrast media in abdominal computed tomography: optimization of delivery methods. Korean J Radiol 2001; 2: 28-36.

『3DCTA の再現性と撮影プロトコルの再考』

座長：国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村 恵一

藤田保健衛生大学病院（撮影部会委員）井田 義宏

現在マルチスライス CT (MSCT) の普及により、0.6mm 以下の薄いスライス厚で広範囲のボリュームデータを短時間に収集することはもはや特別なことではなくなった。MSCT によって得られるボリュームデータから、さまざまな領域での 3D CT Angiography (3DCTA) が作成され、精密な形態診断としてルーチンで活用されている。日本放射線技術学会撮影部会では 2015 年 9 月 25 日「X 線 CT 撮影における標準化」—GALACTIC—改訂 2 版を発行した。GALACTIC の目的はエビデンスのある CT 検査の標準化であり、本書においても 3DCTA についての記載している。

今回のテーマとなった 3DCTA は、造影技術、撮影技術はもとより、CT 装置性能や検査目的、循環動態などに対する幅広い知識と理解が求められる。いままで様々な技術や造影理論が開発されているなかで、安全で再現性のある撮影プロトコルの運用が望まれる。

教育講演は、市川智章先生(埼玉医科大学国際医療センター)にお願いした。市川先生は造影理論に造詣が深いことで知られている。現在の CT 撮影・造影技術を再考していただき、いま求められている CT 画像についてご講演される予定である。引き続きワークショップでは、3DCTA を各部位・対象に臨床応用されている先生方から、現場での経験や、実践的かつ効果的な撮影プロトコルや画像処理について述べて頂く。

より多くの皆様にご参集いただき、3DCTA のエビデンス構築や研究課題、撮影・造影技術向上のための活発な意見交換の場となることを期待したい。

【プログラム】

教育講演 『肝多時相造影 CT 理論の再考ー今、何を大事にすべきかー』

埼玉医科大学国際医療センター 市川 智章

ワークショップ ーよりよい撮影技術を求めて(その 139)ー

『3DCTA の再現性と撮影プロトコルの再考』

(1)「頭部領域」

佐賀県医療センター好生館 三井 宏太

(2)「心臓領域」

高瀬クリニック 佐野 始也

(3)「腹部領域」

勤医協中央病院 船山 和光

(4)「小児心疾患」

名古屋市立大学病院 坪倉 聡

(5)「救急医療」

倉敷中央病院 山本 浩之

ワークショップ ーよりよい撮影技術を求めて(その 139)ー CT
テーマB: 3DCTA の再現性と撮影プロトコルの再考
『頭部』

Reproducibility and Scan protocol of Head CTA

佐賀県医療センター好生館

三井 宏太

1. はじめに

造影剤の First Pass を捉える 3D CT-Angiography(以下 3D-CTA)に関する撮影方法および造影剤注入方法は施設間で異なり、その精度・再現性について十分担保されているとは言い難い。特に頭部領域では、体循環に比べ循環時間が短く血流量が少ないため、被検者個々の変動が現れやすく(Fig.1)、時間体重当たりのヨード量 (FD: Fractional Dose, mgI/kg/sec)を一定にしても期待する造影効果が得られない場合がある。さらに、頭部 3D-CTA の対象疾患はバリエーションに富んでおり、目的により対象とする血管径が異なる。開頭術前 CT のように 1mm 径以下の穿通枝をターゲットとする場合は、画像ノイズや解像度の他にも血管の造影 CT 値が特に重要(Fig.2)となる。これまでに、多くの至適撮影方法が考案され臨床で応用されており、造影剤注入法および撮影タイミングが検討されてきた。ここでは、3D-CTA の再現性の観点からそれらの有用性や問題点を記述する。

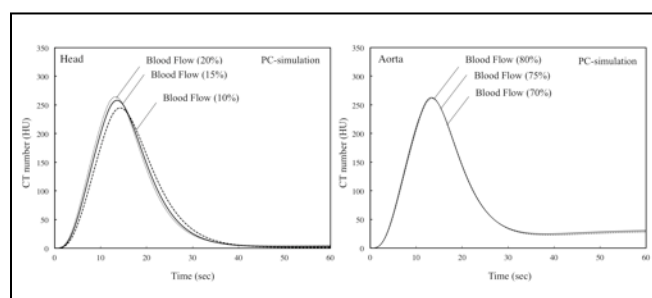


Fig.1 頭部と躯幹部への血流量変動(±5%)の影響

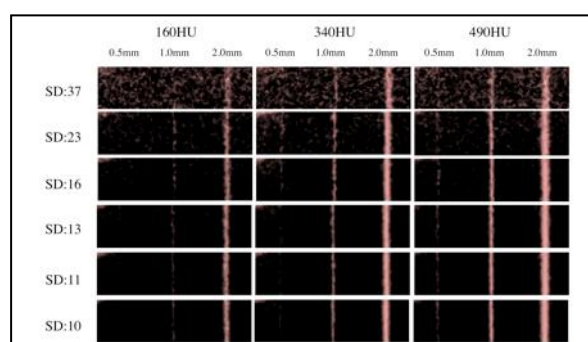


Fig.2 SD と CT 値の影響

2. 撮影時相

CT 装置の進化、主に検出器の多列化により撮影時間は大幅に短縮された。このような背景もあり頭部領域では、動静脈を分離する手法が提唱されてきた。これは、脳循環が非常に短い(6sec 程度)サイクルのため、静脈の描出が動脈の視認性を悪くするからである。しかしながら、経静脈造影において動静脈の完全な分離は不可能であり、静脈が描出されないタイミングでは穿通枝や細血管も描出されない場合が多い(Fig.3)ため撮影タイミングには注意が必要である。

近年では 3D-Workstation の発展も目覚ましく、コンピュータ上で 1 相撮影のデータを用いた動静脈分離を可能とした。この手法は、従来は胸部領域が適応範囲であったが、近年は頭部領域にも適応範囲が広がった。しかし、現状では手作業による処理も行わなければいけないため、作成者の解剖学的理解は必須である。つまり、3D-CTA を撮影する際は、

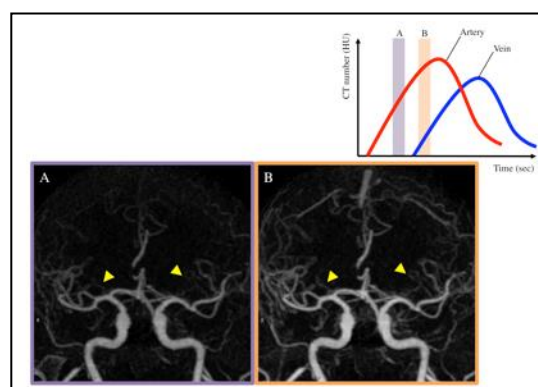


Fig.3 撮影タイミングによる穿通枝の描出

CT 装置ならびに 3D-Workstation の性能を確認する必要があり、それに合わせた撮影方法の設定、さらに撮影方法に合わせた造影剤注入方法および撮影タイミングの決定が重要である。

臨床において撮影時相を決定する際は、これらの点に留意するべきである(Table.1)。

Table.1 撮影時相の比較

撮影時相	被曝	造影剤容量 (注入時間)	機械的制限	作成者の能力	診断	対象疾患
1相	少ない	多い	3D-Workstation	解剖の熟知	形態のみ	開頭術前等
2相	多い	少ない	なし	比較的容易	形態と動態	開頭術前、動静脈瘻等

3. 造影剤注入方法と撮影タイミング

冒頭でも記述した通り、3D-CTA の画像としての質を決定する上で、撮影条件と CT 値が重要となる。撮影条件は CT-Automatic Exposure Control (CT-AEC)により、被検者に合わせた設定が可能であり、造影剤注入方法も FD を一定とすることで被検者間の補正が可能となる。つまり、撮影条件(CT-AEC)と同様に造影条件(FD)も被検者に合わせることで、3D-CTA の再現性は担保される。

頭蓋内動脈(内頸動脈)の最大 CT 値到達時間を Test Bolus のデータより解析したところ最大で 18sec 程度差があった。よって、頭部 3D-CTA を撮影する上で撮影タイミングを時間固定で行うには、再現性が担保されない可能性が十分にある。そのため、頭部領域では、何かしらの方法(BT: Bolus Tracking, TI: Test Injection, TBT: Test Bolus Tracking 法)で撮影タイミングを決定する必要がある。

体内での造影剤の動態が理想的な矩形波であれば BT 法を用いても適切なタイミングで撮影ができるが、臨床において造影剤の動態は様々な影響を受けて裾が広がった形状となる(Fig.4)。そのため、BT 法では適切な撮影タイミングを測れない可能性があり、閾値設定により被検者間で誤差が生じる。TBT 法では、至適タイミングでの撮影が可能であり、時間的再現性は高いが個々の CT 値変動は補正できない。TI 法は、解析方法は煩雑にはなるが唯一両方(撮影タイミングおよび CT 値)の補正が可能となるため、特に頭部 3D-CTA の再現性は高いと言える。しかし、Test Bolus (TB)と Main Bolus (MB)の血流変動による影響もあるため、このようなリスクがあることも念頭においた撮影条件の設定が必要である(Table.2)。

また、どの撮影タイミング補正方法でも言えることであるが、頭部領域は水晶体被曝についても考慮する必要がある、モニタリング時の不要な水晶体被曝を避けなければならないため、モニタリング位置については十分配慮を行うべきである(Fig.5)。

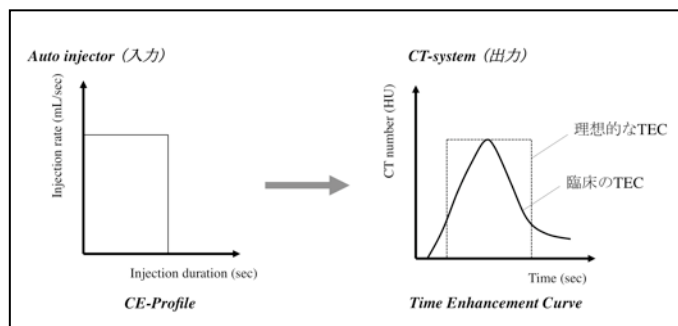


Fig.4 理想と臨床の TEC

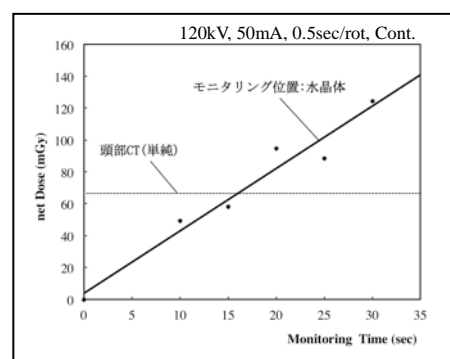


Fig.5 モニタリング時の水晶体被曝

Table.2 撮影時相の比較

方法	時間の補正	CT値の補正	TBとMB の動態変動	機械的制限	難易度	緊急時
時間固定法	不可	不可		なし	容易	可能
BT法	到達時間のみ	不可		なし	容易	可能
TI法	可能	可能	あり	なし (場合により解析ソフト)	煩雑	検査時間延長
TBT法	可能	不可	なし	Auto Injector	容易 (設定のみ煩雑)	体動に弱い

4. まとめ

頭部 3D-CTA の適応対象および検査時の状況は様々である。開頭術前の CTA では、穿通枝および静脈の情報が必要(Fig.6)であり、被検者の状態が悪い場合にも撮影をすることがある。そのため、時間的猶予がなく、煩雑な手法がとれない場合もある。このように施設間や被検者により状況が異なるため頭部 3D-CTA の再現性を担保することは、同じ造影テクニックを用いることではない。あくまで担当医が必要な情報をどのような状況下でも取得可能とすることが再現性を担保することである。そのためには、最終的な到達点(検査の目的)を理解し、CT 装置や自動注入器、3D-Workstation の性能を熟知した上で、自施設で施行可能な方法を見出すことが重要である。現状では CT 値のコントロールは自動注入器に限定されているが、今後 Dual Energy や再構成技術の進歩により CT 装置側でのコントロールも可能になれば、3D-CTA の再現性はさらにあがると考えられ、今後の展開に期待したい。

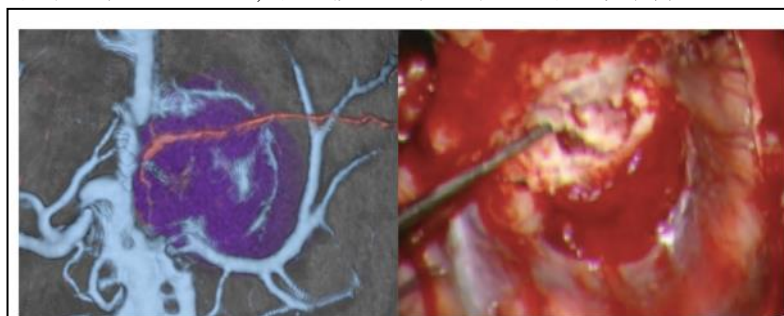


Fig.6 髄膜腫の術前 CT と術中画像

参考文献

- 1) Bae KT, Heiken JP, Brink JA. Aortic and hepatic peak enhancement at CT: effect of contrast medium injection rate-pharmacokinetic analysis and experimental porcine model. Radiology 1998(206): 455-464
- 2) Bae, K.T. Heiken JP, Brink JA. Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. I. Prediction with a computer model. Radiology 1998(207): 647-655
- 3) Bae,K.T. Peak Contrast Enhancement in CT and MR Angiography: When Does it Occur and Why? Pharmacokinetic Study in a Porcine Model. Radiology 2003(227): 809-816
- 4) Bae, K.T. Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches. Radiology; 2010(256): 32-61
- 5) Hopper KD, Mosher TJ, Kasales CJ, et al. Thoracic spiral CT: delivery of contrast material pushed with injectable saline solution in a power injector. Radiology 1997(205): 269-271
- 6) Willems, P.W., et al. The use of 4D-CTA in the diagnostic work-up of Brain arteriovenous malformations. Neuroradiology 2012(54): 123-131
- 7) Wang, H. et al. The diagnosis of arteriovenous malformations by 4D-CTA; A clinical study. J. Neuroradiol

2014(41): 117-123

- 8) Matsumoto, M., et al. 3D-CT Arteriography and 3D-CT Venography; The Separate Demonstration of Arterial-Phase and Venous-Phase on 3D-CT Angiography in Single Procedure. Am J. Neuroradiol 2005(26): 635-641
- 9) Shirasaka, T., et al. Optimal scan timing for artery-vein separation at whole-brain CT angiography using a 320-row MDCT volume scanner. Br. J. Radiol 2017(90): 20160634
- 10) Awai K, Hatcho A, Nakayama Y, et al. Simulation of aortic peak enhancement on MDCT using a contrast material flow phantom: feasibility study. AJR Am Roentgenol 2006(186): 379-385
- 11) 田邊 純嘉. 脳神経外科手術に必要な CT 画像. 第 2 回 CT テクノロジーフォーラム. アールティ 2004(24): 53-60
- 12) 坂本 崇. 頭部 3D-Angiography における撮影法. 第 7 回 CT テクノロジーフォーラム. アールティ 2009(44): 42-53
- 13) 小寺 秀一, 大森 恒, 安井 和久. 頭部 3D-CTA における形状再現性の基礎検討. 日放技学誌 1997(53): 12-18
- 14) 平野 透, 熊谷 亜希子, 鈴木 瑞穂, 他. 頭部 3D-CT Angiography(3D-CTA)への応用を目的とした Non-helical Overlapping Scan(NHOS)の検討. 日放技学誌 2010(66): 313-321
- 15) 浜口 直子, 小寺 秀一. 頭部 3D-CTA における CT-AEC の検討 -撮影線量の適正化と血管描出について-. 日放技学誌 2010(66): 313-321
- 16) 伊藤 陸, 伊藤 幸平, 寺下 貴美, 他. 定款電圧撮影および逐次近似応用画像再構成法を利用した造影減量の試み: 頭部 CTA を対象として. 日放技学誌 2015(71): 230-236
- 17) 山口 隆義, 高橋 大地. 新しい造影方法である test bolus tracking 法の開発と, 冠動脈 CT 造影検査における有用性について. 日放技学誌 2009(65): 1032-1040
- 18) 山口 功, 石田 智一, 木戸屋 栄次, 他. Time-density Curve の形成過程分析から考察する撮影タイミングの決定方法. 日放技学誌 2005(61): 260-267
- 19) 山口 功, 林 弘之, 鈴木 正行, 他. 薬物動態解析を用いた大動脈における造影剤濃度変化の推測: MDCT を使用した急速静注下造影検査. 日放技学誌 2007(63): 621-627
- 20) 寺澤 和晶, 八町 敦. 頭部 3D-CTA における造影法 -TDC から考える撮像時間を基準にした造影方法の検討-. 日放技学誌 2008(64): 681-689
- 21) 寺澤 和晶, 八町 敦. 頭部および頭頸部 3DCTA における造影検査法の検討. 日放技学誌 2004(60): 423-428
- 22) 脳卒中治療ガイドライン 2009. 脳卒中合同ガイドライン 2009 委員会
- 23) X 線 CT 撮影における標準化～GALACTIC～ (改訂 2 版). 日本放射線技術学会 2015
- 24) 市川 智章. CT 造影理論. 医学書院 2004
- 25) 八町 敦, 寺澤 和晶. CT 造影技術. MEDICAL EYE 2013

『心臓CT』

Cardiac computed tomography

高瀬クリニック

佐野 始也

1. はじめに

心臓 CT 検査は CT 装置の進歩とともに普及し、特に冠動脈 CT 血管造影 (coronary computed tomography angiography: CCTA) は冠動脈の形態、狭窄だけでなく冠動脈造影検査 (coronary angiography: CAG) では描出できない冠動脈壁の動脈硬化性プラークなどを3次的に把握することができる。このようなことから CCTA は冠動脈疾患診断において重要な位置を占めるようになった¹⁻³⁾。

CCTA の診断能は造影効果に影響され、高 CT 値群 ($371 \pm 39 \text{HU}$) に比べ低 CT 値群 ($287 \pm 29 \text{HU}$) では冠動脈の描出能が低下する⁴⁾。また、低 CT 値群 ($291 \pm 33 \text{HU}$) に比べ高 CT 値群 ($388 \pm 46 \text{HU}$) では診断制度が高い⁵⁾との報告がある。一方、冠動脈 CT 値が 350HU 以上では石灰化との区別が困難になる⁶⁾。造影効果が過度に高い場合はプラークの CT 値が変化し性状評価が困難になる⁷⁾と報告されている。

近年、320 列 ADCT により 1 心拍による volume scan も可能で撮影時間は大幅に短縮した。それに伴い造影技術としては time enhancement curve (TEC) の最大 CT 値を短い持続時間で捉えるようなプロトコルが必要となる。被験者間で一定の造影効果を得るためには、体重・時間当たりヨード使用量 (mgI/kg/s) と注入時間を一定にしたプロトコルが一般的で、造影タイミングの取得法としては computer assisted bolus tracking (BT) 法、test bolus injection (TI) 法、test bolus tracking (TBT) 法などが用いられている^{8,9)}。しかし、生体それぞれの循環形態には個人差があり同じ造影プロトコルを使用しても、実際の造影効果には個人差がある。代表的なものとして心機能 (心拍出量) は TEC に影響する¹⁰⁾が事前予測は困難である。本検討では冠動脈 CTA の CT 値について被験者間における均一化を目的とし、検査前に得られるデータから検討する。

2. 方法

2-1 対象

2017 年 8 月～11 月の間に冠動脈評価を目的とし当院の標準撮影プロトコル^{11,12)}で CCTA を施行した 482 例を対象とした。他部位 (大動脈、下肢など) 同時造影、Af 症例など標準撮影プロトコル以外の撮影は除外とした。

2-2 使用機器

320 列 ADCT 装置は Aquilion ONE ViSION Edition (東芝メディカルシステムズ社製)、造影剤自動注入器は Stellant Dual Flow (日本メドラッド社製)、心電図モニタは IVY3000 (クロノスメディカルデバイス社製)、画像解析装置は Ziostation2 (ザイオソフト社製) を用いた。

2-3 撮影方法

造影条件は、ヨード含有量が 370mgI/ml の造影剤を使用し、造影剤注入速度は $\text{体重 (kg)} \times 0.06 \text{ ml/s}$ (フラクショナルドーズ: $22.2 (\text{mgI/kg/s})$) とした。注入時間を一定とし造影剤 10 秒、生理食塩水 8 秒の 2 段注入法を用いた。撮影タイミングは、四腔断面レベルで BT 法を用い、造影剤注入開始 10 秒

後から 0.5 秒間隔の間歇プレップスキャンを行い、視覚的に左室内に造影剤が流入した時点で本スキャンを開始した。これと同時に息止め音声(3秒)が発せられ、4 秒後(合計 7 秒後)に撮影を行った。

管電圧は 120 kV を使用し、管電流の設定は automatic exposure control (AEC) 機能(Volume EC)により算出した管電流で撮影した。

2-4 画像再構成

画像スライス厚 0.5 mm, 再構成間隔 0.25 mm とし、再構成関数は FC03 (軟部標準関数) を使用、逐次近似応用再構成である adaptive iterative dose reduction using three dimensional processing enhanced (AIDR3D Enhanced, 東芝メディカルシステムズ) の standard を使用した。

3. 検討項目

3-1 上行大動脈 (左冠動脈起始部レベル), および右冠動脈 (#3) における CT 値の計測および比較。

3-2 上行大動脈 CT 値を目的変数, 撮影前に得られる情報を説明変数とし多変量解析を行った。

説明変数は年齢, 性別 (M=1, F=0), 身長(cm), 体重(kg), BMI(kg/m^2), 体表面積(m^2), スカウト画像心胸比(%), 収縮期血圧(mmHg), 拡張期血圧(mmHg), 撮影前心拍数(bpm), 造影剤注入速度(ml/s), 総ヨード量(mgI)とした。

4. 結果

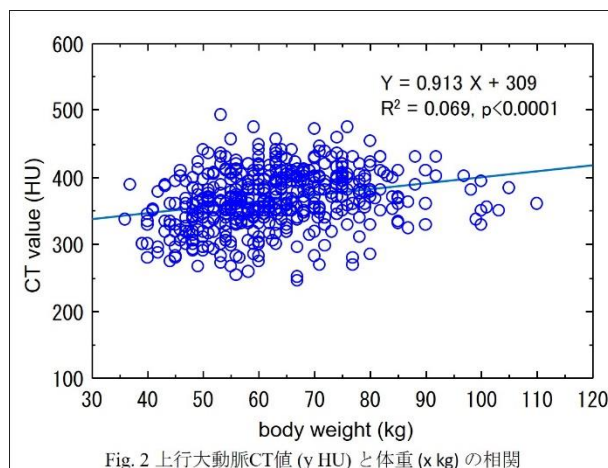
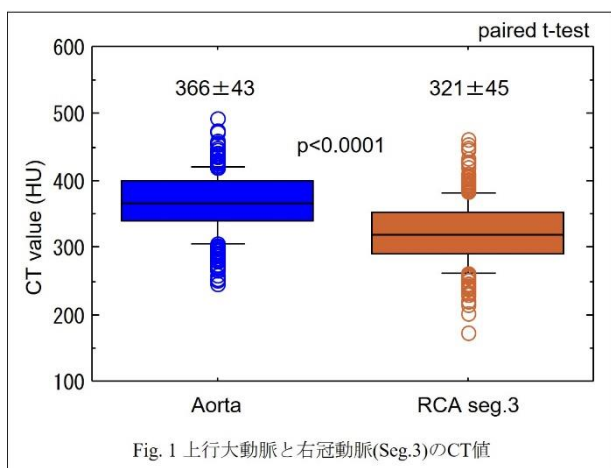
4-1 基礎データ

対象 482 例 (M/F = 294/188) の年齢は 68 ± 12 歳, 身長は 161 ± 10 cm, 体重は 63 ± 13 kg, BMI は 24.0 ± 3.4 kg/m^2 , 管電流は 593 ± 186 mA であった。また, 撮影時心拍数は 57 ± 8 bpm, 造影剤注入開始から撮影開始までの時間は 22.7 ± 2.3 sec であった。

4-2 上行大動脈 (左冠動脈起始部レベル), および右冠動脈 (#3) の CT 値

Fig. 1 に結果を示す。上行大動脈 (左冠動脈起始部レベル) の CT 値は 366 ± 43 HU, 右冠動脈 (#3) の CT 値は 321 ± 45 HU であり, 右冠動脈 (#3) で有意に低値を示した。

上行大動脈(左冠動脈起始部レベル)CT 値 (y HU) と体重 (x kg) の相関 (Fig. 2) では $y = 0.913x + 309$ の有意($p < 0.0001$)な正相関を示したが, 決定係数 R^2 は 0.069 と低値であった。



4-3 上行大動脈 CT 値の予測因子

Table 1 に上行大動脈 CT 値に対する説明変数として使用した一覧と基礎データを示す．すべて撮影前に得られるデータとし心拍数は撮影前では 59 ± 8 bpm であった．これは撮影時の心拍数 57 ± 8 bpm と比較し有意($p < 0.0001$)に高かった．

Stepwise 重回帰分析を行った結果，年齢 (Age)，性別(Sex) (M=1, F=0)，撮影前心拍数(HR bpm)，造影剤注入速度(IR ml/s)，心胸比(CTR %)が説明変数として採用された．その他の説明変数，身長(cm)，体重(kg)，BMI (kg/m^2)，体表面積(m^2)，収縮期血圧(mmHg)，拡張期血圧(mmHg)，総ヨード量(mgI)は不採用となった．

	All	M	F	P value
N	482	294	188	
年齢	68 ± 12	65 ± 12	72 ± 10	< 0.0001
身長 (cm)	161 ± 10	167 ± 7	153 ± 6	< 0.0001
体重 (kg)	63 ± 13	69 ± 11	54 ± 8	< 0.0001
BMI (kg/m^2)	24.0 ± 3.4	24.6 ± 3.2	23.2 ± 3.5	< 0.0001
体表面積 (m^2)	1.62 ± 0.19	1.72 ± 0.16	1.46 ± 0.12	< 0.0001
心胸比 (%)	51 ± 5	50 ± 5	52 ± 5	< 0.0001
収縮期血圧 (mmHg)	145 ± 21	143 ± 20	147 ± 23	0.0336
拡張期血圧 (mmHg)	84 ± 13	86 ± 13	81 ± 12	< 0.0001
撮影前心拍数 (bpm)	59 ± 8	58 ± 8	60 ± 8	0.0342
造影剤注入速度 (ml/sec)	3.8 ± 0.7	4.1 ± 0.6	3.2 ± 0.5	< 0.0001
総ヨード量 (mgI)	14049 ± 2846	15341 ± 2605	12030 ± 1864	< 0.0001

Table 1 基礎データ

Table 2 に採用された説明変数の重回帰分析の結果を示す． $\text{Ao (HU)} = 1.1(\text{Age}) - 16.9(\text{Sex}) - 1.3(\text{HR}) + 31(\text{IR}) + (\text{CTR}) + 307$ が得られた ($R^2=0.183$, $p < 0.0001$)．男性では $\text{Ao (HU)} = 1.1(\text{Age}) - 1.3(\text{HR}) + 31(\text{IR}) + (\text{CTR}) + 290$ ，女性では $\text{Ao (HU)} = 1.1(\text{Age}) - 1.3(\text{HR}) + 31(\text{IR}) + (\text{CTR}) + 307$ となる．

	回帰係数	95%信頼区間	P値
年齢 (years)	1.12	0.76 / 1.48	< 0.0001
性別 (M=1, F=0)	-16.94	-26.14 / -7.74	0.0003
撮影前心拍数 (bpm)	-1.26	-1.72 / -0.80	< 0.0001
造影剤注入速度 (ml/sec)	30.96	24.19 / 37.74	< 0.0001
心胸比 (%)	-0.97	-1.71 / -0.22	0.0114

Table 2 重回帰分析結果

5. まとめ

本検討において右冠動脈(#3)の造影効果 (321 ± 45 HU) は上行大動脈 (366 ± 43 HU) と比べ 10%程度低下していた．過去の様々な検討^{4,7)}から CCTA における冠動脈の至適造影効果は 300~350HU 程度と考えられ，造影タイミングの取得位置として用いられる上行大動脈の CT 値では 400HU 程度が妥当と考える．体重・時間当たりヨード使用量(mgI/kg/s)と注入時間を一定にしたプロトコルは簡便で被験者間における CT 値均一化の第一選択として推奨している．本検討においても上行大動脈の CT 値は 366 ± 43 HU であり CT 値の標準偏差は $\pm 10\%$ 程度であった．このばらつきの原因としては被験者側の循環動態に関する多因子の影響が考えられるがそれらを事前に把握することは困難である．事前に取得可能な因子として本検討に用いた説明変数による重回帰分析では年齢，性別，撮影前心拍数(bpm)，造影剤注入速度(ml/s)，心胸比(%)が採用され，上行大動脈の CT 値は年齢，造影剤注入速度が高くなるほど高く，心拍数が高くなるほど低く，女性では男性より約 17HU 高かった．重回帰分析より，CT 値に最も影響を及ぼす可変因子は造影剤注入速度であった．事前の補正にも関わらず，弱いながら CT 値と体重に正相関がみられたことは本検討での造影剤注入速度補正方法 ($\text{IR} = \text{BW} \times 0.06$) が不十分であり，低体重で過少補正もしくは高体重で過大補正されていることを示唆する．本施設ではこの補正式の改善により，CT 値の均一化が期待される．

参考文献

- 1) Nikolaou K, Knez A, Rist C, et al. Accuracy of 64-MDCT in the diagnosis of ischemic heart disease. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187(1): 111-117.
- 2) Fine JJ, Hopkins CB, Ruff N, et al. Comparison of accuracy of 64-slice cardiovascular computed tomography with coronary angiography in patients with suspected coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2006; 97(2): 173-174.
- 3) Leber AW, Knez A, von Ziegler F, et al. Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46(1): 147-154.
- 4) Cademartiri F, Mollet NR, Lemos PA, et al. Higher intracoronary attenuation improves diagnostic accuracy in MDCT coronary angiography. *Am J Roentgenol*. 2006;187(4): W430-433.
- 5) Cademartiri F, Maffei E, Palumbo AA, et al. Influence of intra-coronary enhancement on diagnostic accuracy with 64-slice CT coronary angiography. *Eur Radiol* 2008; 18: 576 – 583.
- 6) Becker CR, Hong C, Knez A, et al. Optimal contrast application for cardiac 4-detector-row computed tomography. *Invest Radiol*. 2003;38(11): 690-694.
- 7) Cademartiri F, Mollet NR, Runza G, et al. Influence of intracoronary attenuation on coronary plaque measurements using multislice computed tomography: observations in an ex vivo model of coronary computed tomography angiography. *Eur Radiol*. 2005;15(7):1426-1431.
- 8) 日本放射線技術学会：X線CT撮影における標準化～GALACTIC～(改訂2版). 放射線医療技術学叢書(27), 2015.
- 9) 山口隆義, 高橋大地. 新しい造影方法である test bolus tracking 法の開発と, 冠状動脈CT造影検査における有用性について. *日放技学誌* 2009 ; 65(8) : 1032-1040.
- 10) Tomizawa N, Komatsu S, Akahane M, et al. Influence of hemodynamic parameters on coronary artery attenuation with 320-detector coronary CT angiography. *Eur J Radiol*. 2012; 81(2): 230-233.
- 11) 佐野始也, 高柳知也. 第2世代320列ADCT (Aquilion ONE ViSION Edition) によるCCTAプロトコルの最適化 -フル再構成, APMC 再構成による管電流低減撮影の可能性-. *Rad Fan* 2014 ; 12(11) : 46-49.
- 12) 高柳知也, 佐野始也, 近藤武, 他. 320列面検出器CT (0.275 srot.) を用いた冠動脈CT血管造影における低管電流撮影フル再構成および体動補正ソフト (APMC) の実臨床における有用性. *日放技学誌* 2015 ; 71(3) : 237-245.

『腹部領域』

Reproducibility of 3DCTA and Reconsideration of a Photography protocol

「Abdominal Area」

公益社団法人 北海道勤労者医療協会 勤医協中央病院

船山 和光

1. はじめに

X 線 CT 装置が広く普及するなか、X 線 CT 撮影におけるプロトコルの標準化が望まれ、2010 年に「X 線 CT 撮影における標準化 ～ガイドライン GuLACTIC～」が、日本放射線技術学会の叢書として発刊された。その後、撮影プロトコルに対応する CT 装置の見直し(16 列以上のマルチスライス CT)、新たな検査、検査部位及び疾患の追加、撮影プロトコルに関するエビデンスの明確化、CT-Automatic Exposure Control (CT-AEC) の積極的な利用と部位別の使用方法の記載、ボーラストラッキング、テストインジェクションが有用とされる部位での使用方法の記載、診断参考レベル (Diagnostic Reference Level: DRL) の追加記載などを考慮し¹⁾、2015 年に「X 線 CT 撮影における標準化 ～GALACTIC～ (改訂 2 版)」が発刊された。

GALACTIC 改定 2 版では、今回のテーマである腹部領域の 3DCTA に関し、肝臓領域では肝臓の項の画像処理オプションで、3D-CT を用いた術前マッピング画像の作成、肝臓の Volumetry (肝予定残肝容積の測定) が示されている。大動脈系では、循環器領域として、大動脈(瘤)及び大動脈(解離)の項で詳細なプロトコルが記載されている²⁾。

しかしながら、肝臓領域において 3DCT の撮影タイミングは、肝腫瘍の鑑別や検出目的のダイナミック・スタディの撮影タイミングを参考に示されており、術前マッピング画像の作成や肝臓 Volumetry などの手術術前計画に用いる場合、必ずしも適切ではない可能性が考えられる。また、低管電圧撮影や逐次近似(応用)再構成などについての記載はなく、今後撮影プロトコルを再考するうえでポイントとなる可能性が考えられる。

2. 肝臓手術術前 3DCT

肝臓手術を安全に行うためには、グリソン鞘に包まれ分岐する区域、亜区域のグリソン系脈管と、それに交差する肝静脈の基本的分岐と変異を立体的に把握すること、切除後の残肝容積を事前に把握することは重要であり、術前のシミュレーションが必要となる。術前シミュレーションには、ワークステーションを用いた 3DCT による解析で行われるようになってきた。特に平成 24 年度の診療報酬改定により肝臓の手術計画用の 3D 画像が画像等手術支援加算として加点されたことにより、その傾向は強まったように感じる。CT 検査において正確かつ詳細なシミュレーションを行うためには、肝動脈、門脈及び肝静脈を高い CT 値で可能な限り末梢まで描出することが重要と考えられる。

原田らは、図に示すような術前シミュレーション用の造影プロトコル (Protocol A) と、通常の診断用造影プロトコル (Protocol B) の 2 郡にて、門脈と肝静脈の CT 値を比較して静脈系の撮影タイミングを検討している。使用造影剤量は 600mgI/kg + 生食後押しとし、動脈相の撮影タイミングはボーラストラッキングを使用している³⁾。

門脈の平均 CT 値は、プロトコル (A) で $239.8 \pm 28.1\text{HU}$ 、プロトコル (B) で $202.2 \pm 18.5\text{HU}$ となり、プロトコル (A) における門脈 CT 値が有意 ($p < 0.01$) に高い値となったとしている。肝静脈では、プロトコル (A) で $185.2 \pm 20.4\text{HU}$ 、

プロトコル(B)で $193.1\text{HU} \pm 32.5\text{HU}$ となり、肝静脈 CT 値ではプロトコル(B)の CT 値の方が有意 ($p < 0.01$) に高い値となったとしている。一方、肝静脈と肝実質との CT 値差で比較した場合、CT 値差に有意な違いはなく、コントラスト自体に大きな差を認めないため、3D 画像の作成には影響を及ぼさないとしている。しかし、肝静脈相の撮影タイミングについては、検討の余地があると考えられる。

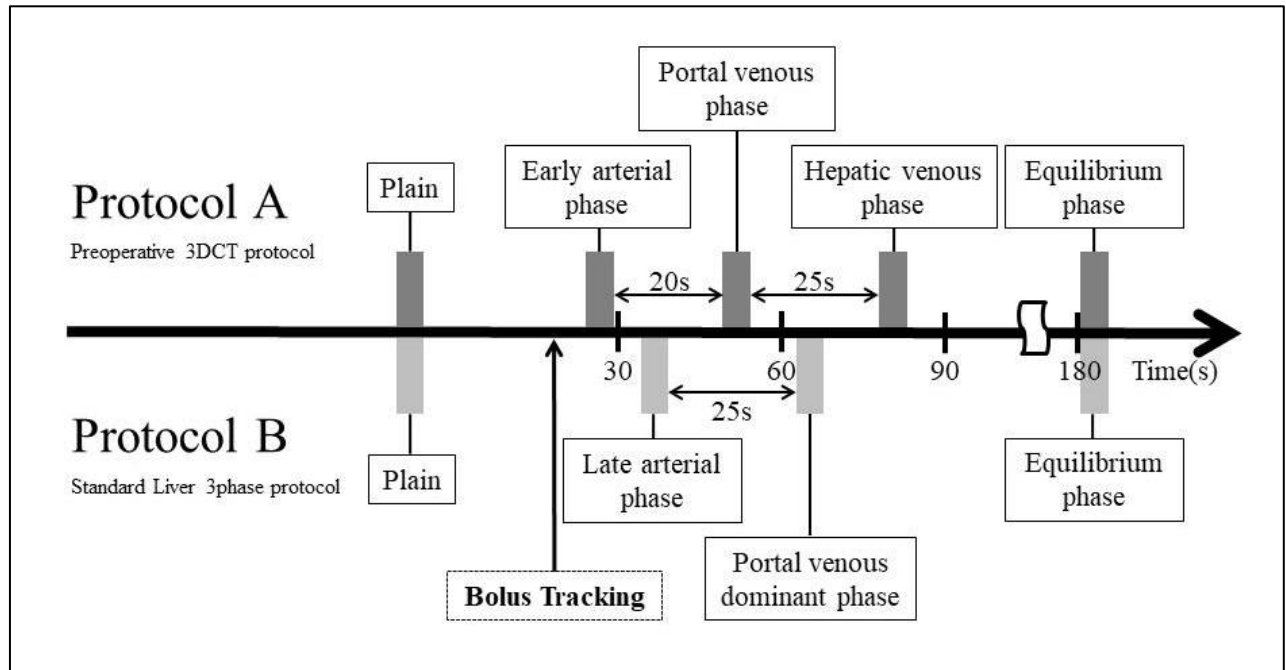


Fig. 造影プロトコル(文献3より改変引用)

•Protocol A: 単純+4Phase

単純 CT 撮影後、ボーラストラッキング法にて、横隔膜レベルの大動脈 CT 値が 150 HU 上昇 5 秒後に早期動脈相を撮影、門脈相は動脈早期相終了 20 秒後に撮影、更に 25 秒インターバルにて肝静脈相を撮影、180 秒後に平衡相を撮影。

•Protocol B: 単純+3Phase

単純 CT 撮影後、ボーラストラッキング法にて、横隔膜レベルの大動脈 CT 値が 150 HU 上昇 15 秒後に後期動脈相を撮影、門脈優位相は後期動脈相終了 25 秒後に撮影、180 秒後に平衡相を撮影。

3. 低管電圧撮影

低管電圧撮影では、ヨードの質量減弱係数及び CT 値は急激に増加する⁴⁾。装置により実効管電圧が異なるため一概にはいえないが、120kVp の管電圧を 90kVp にすることによりヨードの CT 値は約 1.5 倍程度増加する⁵⁾。したがって、造影 CT では、造影剤量の減量や被ばくの低減が期待でき、様々な報告がある。

Nakayama らは、腹部 CT にて、管電圧 120kVp で造影剤量 100mL (300mgI/mL) を用いて撮影された群を基準として、その後基準群を無作為に、管電圧 90kVp、使用造影剤量 100mL (300mgI/mL) で撮影した群と、90kVp、使用造影剤量 80mL (300mgI/mL) で撮影した群に分けて比較検討したところ、90kVp で撮影した 2 群は、基準となる群よりも造影効果が増強したとしている。また、3 群間で画質に関して有意な差はなかったことから、管電圧を低下させることにより、造影剤の量を画質劣化なしに低減することができるとしている⁶⁾。Funama らは、ファントム実験で、管電圧 120kVp、管電流 300mAs のときの低コントラスト分解能を基準とした場合、管電圧 90kVp、管電流 450~560mAs の撮影では、基準撮影と比較して、低コントラスト分解能に統計学的有意差は認められな

かったとし、線量を 35%程度減少できるとしている⁷⁾。また、大動脈造影 CT 検査において、Nakayama らは、管電圧 120kVp、使用造影剤量 100mL(300mgI/mL)で撮影した群と、管電圧 90kVp、使用造影剤量 40mL(300mgI/mL)で撮影した群を比較検討した結果、体重 70kg 未満の患者では、低管電圧、低用量造影剤による撮影は、大動脈疾患に適し、被ばく低減、造影剤量の減量が可能としている。体重 70kg 以上の患者では、管電圧 120kVp、使用造影剤量 100mL(300mgI/mL)で撮影するのが良いとしており⁸⁾、ノイズなどの影響が大きいと考えられる。ノイズの影響を小さくするために、定管電圧撮影に逐次近似(応用)再構成を利用することが考えられ、Chien-Ming Chen らによると、管電圧 80kVp での大動脈 CT 撮影プロトコルへの逐次近似再構成の適応は、画質に影響を与えることなく、撮影線量および造影剤量の減少を可能とするとしている⁹⁾。低管電圧撮影と逐次近似(応用)再構成の併用を撮影プロトコルとして再考する必要があると考えられる。

4. おわりに

腹部領域における 3DCTA の撮影プロトコルを再考するにあたり、今後は、検査目的に合わせた撮影タイミングの最適化と、低管電圧撮影と逐次近似(応用)再構成の最適な併用方法の標準化がポイントとなると考えられる。

参考文献

- 1)高木卓. X 線 CT 撮影における標準化(GuLACTIC2014)改訂のポイント. 放射線撮影分科会誌;2014(63): 7-9
- 2)X 線 CT 撮影における標準化 ～GALACTIC～ (改訂 2 版). 放射線医療技術学叢書(27);2015
- 3)原田耕平, 千葉彩佳, 溝延数房, 他. 肝悪性腫瘍切除術前 3DCT における門脈相撮影タイミングの最適化. 日本放射線技術学会雑誌;2016(72):1098-1104
- 4)中浦猛. 低線量 CT の臨床(腹部). 日獨医報;2012(57):167-176
- 5)栗井和夫, 伊達秀二. 診断能の高い造影 CT 画像を得るために. 日獨医報;2011(56):13-32
- 6)Nakayama Y, Awai K, Funama Y, et al. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. Radiology;2005;237(3):945-951
- 7)Funama Y, Awai K, Nakayama Y, et al. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study. Radiology;2005;237(3):905-910
- 8)Nakayama Y, Awai K, Funama Y, et al. Lower Tube Voltage Reduces Contrast Material and Radiation Doses on 16-MDCT Aortography. AJR;2006;187(5):W490-W497
- 9)Chien-Ming Chen, Sung-Yu Chu, Ming-Yi Hsu, et al. Low-tube-voltage (80kVp) CT aortography using 320-row volume CT with adaptive iterative reconstruction: lower contrast medium and radiation dose. European Radiology;2014;24(2):460-468

『小児心疾患』

Congenital heart disease

名古屋市立大学病院

坪倉 聡

1. はじめに

近年の CT における検出器の多列化およびガントリ回転速度の高速化により小児 CT 検査の撮影時間も短くなり、特に小児心疾患領域では心電図同期撮影・非同期撮影ともに撮影時間が 1 秒を下まわるような撮影方法が多用されている。また、小児心疾患領域の造影検査においては臓器実質ではなく高い CT 値を示す血管の情報が重要となるため、低管電圧撮影が非常に有用な領域であるといえる。低管電圧を使用することにより造影剤コントラストが上昇するため、造影剤の減量が可能となる。しかし、小児先天性心疾患の病態は多岐にわたり、同一症例であっても術前と術後では血行動態が大きく異なることも珍しくはない。ここでは、複雑な病態を含む小児心疾患に対してどのような造影法を用いるのか当院のプロトコルを中心に問題点も含めて述べていく。

2. 小児先天性心疾患

先天性心疾患は、心臓・大血管の発生および形態形成の異常により体循環・肺循環の血行動態に異常をきたす疾患であり、発生頻度は新生児の約 1%で疾患の種類は数十種類に及ぶ。その病態は様々であるが、大きく分けるとチアノーゼ性心疾患(ファロー四徴症、完全大血管転位症など)と非チアノーゼ性心疾患(心室中隔欠損、動脈管開存症など)に分類される。

また、先天性心疾患の手術は一期的に行われるものと段階的に行われるものがある。段階的手術は姑息(準備)手術を経て根治(最終)手術を行う。

・一期的手術

心室中隔欠損:パッチ閉鎖や直接縫合など

動脈管開存:結紮術, 離断術など

完全大血管転位 I 型:Jatene 手術

・段階的手術

ファロー四徴症:BT シヤント→心内修復術

左心低形成症候群:Norwood 手術→Glenn 手術→Fontan 型手術

3. 画像検査におけるCTの役割

画像検査による形態診断の中心的役割を担っているのは心エコー検査である。簡便性、非侵襲性、患児の負担が少ないなど利点が多い。しかし、心エコーでは描出困難な病変や明瞭な画像が得られない場合があり、心エコーを含めた他の画像検査の欠点を補うことが CT に与えられた役割である(Fig.1)。

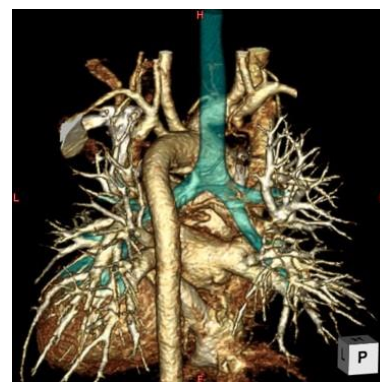


Fig.1 気管支と血管の関係

また、新生児期において重篤な症状を伴う場合はより正確な病態把握が重要となり、それが手術を含めた治療方法の選択に大きく寄与する。低体重の患児に対して造影検査を行うことになるが、モーションアーチファクトや造影不良など引き起こさぬよう診断可能な情報が得られるプロトコルを構築しなければならない。

4. 撮影法

小児の場合、心拍数も高く呼吸停止もできないためアーチファクトは避けられない。そのため可能な限り短時間での撮影が必須となる。さらに心疾患領域では心電図同期が必要な症例もあるが、冠動脈や心臓の内部構造の描出を目的とする場合などに限られる。高速撮影が可能な装置では多くの症例において非同期撮影で十分であると考えられる。心電図同期は装置による違いはあるが、retrospective 心電同期撮影法では被ばくの増大が懸念され、prospective 心電同期撮影法では高心拍の患児の場合 R-R 間隔が短くなり撮影時間が 1 心拍の時間を超えてしまったり、ターゲット心位相を捉えることができない場合がある。例えば、心拍 120bpm の場合 R-R 間隔は 500ms となり、心拍 140bpm の場合は R-R 間隔は 430ms となる。1 心拍のデータのみを利用する撮影法は、撮影時間が短く被ばく線量も低減できるため非常に有用であるが、上記のような R-R 間隔では良好な画像が得られない場合もあるため注意が必要である。

撮影範囲については検査目的(病態)に合わせて適宜調整する。例を挙げると、「心内奇形のみの評価の場合は心臓上縁から心臓下縁」、「動脈管開存症を疑う場合は大動脈弓から心臓下縁」、「総肺静脈還流異常症(下心臓型:Ⅲ型)を疑う場合は肺尖部から肝下縁」、「BT シヤント術前・術後や主要大動脈肺動脈側副動脈を疑う場合は肺尖部(鎖骨下動脈を含む)から心臓下縁」といった設定となる。被ばく線量低減の観点から撮影範囲の適正化が重要である。しかし、撮影範囲が狭く、呼吸による動きがある上に単純撮影を行わないことも多いため厳密な撮影範囲の決定が困難な場合もある。

撮影タイミングは、低体重児のみ Bolus Tracking (BT) 法を用いて、それ以外は造影剤注入開始から 20～30 秒後(注入終了後)に撮影する。低体重児で撮影タイミングを固定で行うと造影不良を起こす可能性があるため、下行大動脈に関心領域を設定し造影剤到達確認後(CT 値 150HU 程度上昇)撮影を開始する。モニタリング時に下行大動脈だけではなく上行大動脈や心室も観察できるようなスライス位置が望ましい。また、Fontan および Glenn 術後の症例では後期相(60～80 秒後)の撮影が必要となる。当院では撮影タイミングを体重で区分している(Table 1)。

撮影タイミング

早期相(CTA) 体重5kg未満: BT法を用いて下行大動脈にROIを設定し、造影剤の到達確認後撮影開始
5kg以上: 20秒後に撮影開始

後期相(必要時) 造影剤注入開始から50～60秒後に撮影

造影法

70% 希釈造影剤を使用(300 mgI 製剤を生理食塩水で希釈)

注入量: 体重×2 ml(420 mgI/kg)

注入速度: 体重5kg未満 0.5 ml/sec

5 kg以上15 kg未満 体重×0.1 ml/sec

15 kg以上 1.5 ml/sec

Table 1 当院の撮影プロトコル

5. 造影法

造影剤の注入は、用手的注入法にもメリットはあるが小児におけるインジェクター使用の安全性は報告されており、注入速度や撮影タイミングの再現性を考慮するとインジェクターの使用が望ましい。

造影剤の総ヨード使用量は、管電圧 120kV において 600mgI/kg で行われることが多かった。しかし、小児の

造影検査では低管電圧の使用が推奨され、造影剤の減量が可能であると考えられる。単純に造影剤注入量を減らしただけでは造影不良となる可能性がある。良好な画像を得るためには希釈造影剤を使用し、注入速度や注入量を変えない方法が望ましい。ここで問題となるのは造影剤の希釈割合である。心疾患の造影 CT において Volume Rendering (VR) などの画像処理を考慮すると目的血管における CT 値は 300～400HU 程度必要となる。小児の大血管を模したファントム (Fig.2) を作成し、管電圧 120kV において CT 値 350HU となるように模擬血管内の造影剤量を調整する。この時の造影剤量を 100% とし、造影剤の希釈割合と管電圧を変化させて撮影する (希釈割合 70% の場合、総量 100% に対し造影剤 70%, 生理食塩水 30% とする)。実験結果を Table 2 に示す。

今回の実験結果より造影剤は、管電圧 100kV で 80%, 80kV で 60%, 70kV で 50% の希釈が可能であることが示唆される。しかし、先天性心疾患の多様な病態は血行動態にも様々な変化を与える。正常心では上肢より注入された造影剤は上大静脈から右心房に流入し、ここで下大静脈からの血液と混和し希釈され肺循環・体循環へと流れていく。そのため、正常心の 3DCTA では上行・下行大動脈、肺動静脈、両心室心房における CT 値に問題となるような大きな差は生じない。先天性心疾患では、注入された造影剤と混和する造影剤を含まない血液の量が病態によって異なり、血行動態の違いによって各血管が造影されるタイミングも異なるため CT 値に差が生じることがある。自験例において 80～100HU の違いが出たこともあったため、過度な希釈は造影不良を起こす可能性があり注意が必要である。当院では造影剤の希釈割合を 70% とし、注入速度を体重で区分している (Table 1)。

造影ルート穿刺部位は、上肢で行うと鎖骨下静脈、腕頭静脈、上大静脈などを流れる高濃度の造影剤によりアーチファクトを生じることがある (Fig.3)。これらに隣接する上行大動脈や大動脈弓の評価が困難になる場合があるため、検査目的に合わせて下肢からのルート確保も考慮しなければならない。

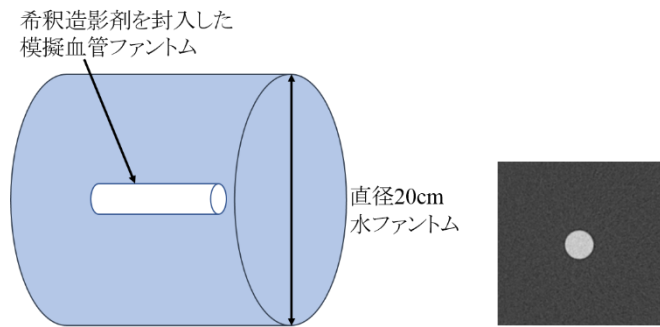


Fig.2 ファントムの構成および Axial 画像

希釈割合	管電圧		
	70kV	80kV	100kV
90%	660	555	415
80%	585	492	368
70%	509	430	321
60%	454	377	282
50%	365	305	229

単位: HU

Table 2 希釈割合と管電圧を変化させたときの模擬血管ファントムの CT 値



Fig.3 高濃度造影剤によるアーチファクト

6.まとめ

小児心疾患における 3DCTA は、その多様な病態に対応するため検査前における血行動態の把握を含めた情報収集が非常に重要である。造影ルートの穿刺部位や管電圧・撮影タイミング・撮影範囲などの撮影条件の決定だけでなく、撮影後の画像処理にも寄与してくる。自施設の装置の特徴を理解し、先天性心疾患への理解を深めた上で撮影プロトコルを構築することが望ましい。

参考文献

- 1) Zheng M, Zhao H, Xu J, et al. Image Quality of Ultra-Low-Dose Dual-Source CT Angiography Using High-pitch Spiral Acquisition and Iterative Reconstruction in Young Children with Congenital Heart Disease. J Cardiovasc Comput Tomogr;2013(7):376-382
- 2) Nie P, Wang X, Cheng Z, et al. Accuracy, Image Quality and Radiation Dose Comparison of High-Pitch Spiral and Sequential Acquisition on 128-Slice Dual-Source CT Angiography in Children with Congenital Heart Disease. Eur Radiol;2012(22):2057-2066
- 3) Zhang T, Wang W, Luo Z, et al. Initial Experience on the Application of 320-Row CT Angiography with Low-Dose Prospective ECG-Triggered in Children with Congenital Heart Disease. Int J Cardiovasc Imaging;2012(28):1787-1797
- 4) Al-Mousily F, Shifrin RY, Fricker FJ, et al. Use of 320-Detector Computed Tomographic Angiography for Infants and Young Children with Congenital Heart Disease. Pediatr Cardiol;2011(32):426-432
- 5) 濱岡建城, 他. 先天性心疾患の診断, 病態把握, 治療選択のための検査法の選択ガイドライン. Circulation Journal - Official Journal of the Japanese Circulation Society 73;2009:1115-1186
- 6) 陣崎雅弘(編). 心 CT 07 先天性心疾患の MDCT. 文光堂;2010
- 7) X線CT撮影における標準化～GALACTIC～(改訂2版). 日本放射線技術学会 放射線医療技術学叢書; 2015(27)
- 8) Amaral JG, Traubici J, et al. Safety of Power Injector Use in Children as Measured by Incidence of Extravasation. Am J Roentgenol;2006(187・2):580-583
- 9) Nakagawa M, Ozawa Y, Nomura N, et al. Utility of DSCT with ECG-triggered High-pitch Spiral Acquisition (Flash Spiral Cardio Mode) to Evaluate Morphological Features of Ventricles in Children with Complex Congenital Heart Defects. Jpn J Radiol; 2016(34):284-291

『救急医療』

Emergency medicine

倉敷中央病院

山本 浩之

1. はじめに

マルチスライス CT の発展により高分解能で高速な撮影が可能となり、ボリュームデータによる三次元画像が容易に得られるようになった。この恩恵を最も受けた一つが救急医療である。救急医療で行われる 3DCTA は迅速な鑑別診断と早期治療方針を決定する重要な因子となるため、失敗しない撮影プロトコルや造影法を確立することが重要である。

3DCTA の造影効果を安定させるためには TEC (Time-enhancement curve) の最大 CT 値を一定にすることがポイントになる。立ち上がり時間(造影始まりから最大 CT 値到達までの時間)と造影剤注入時間(10 秒以上)、最大 CT 値と体重には、それぞれ強い相関関係が成立することは周知されている。理論上、撮影時間に応じて造影剤注入時間と体重・時間あたりのヨード量 (mgI/kg/sec) を一定にすることによって安定した造影効果が期待できる。しかし、実際の臨床では被験者の特徴や病態によって必ずしもすべての 3DCTA が満足できる結果を得られるわけではない。ここでは救急医療における頭頸部 3DCTA と大動脈 3DCTA における造影と撮影ポイントについて述べる。

2. 頭頸部 3DCTA

脳動脈瘤破裂によるくも膜下出血や急性期脳梗塞では、動脈瘤や閉塞血管の形態把握と IVR や手術支援として頭頸部 3DCTA 施行される。撮影範囲は大動脈弓部から頭頂部まで、画像再構成は頭部血管と頸部血管に分けて行う。頭頸部 3DCTA で良好な三次元画像を得るためには、適正な造影剤使用と最適なタイミングでの撮影が重要である。

造影は内頸動脈の CT 値が少なくとも 300HU 以上得られるような体重・時間あたりのヨード量と撮影時間を考慮した造影剤注入時間を設定することが必要である。GALATIC では頭部 3DCTA において総ヨード量 400 mgI/kg, 注入時間 20s を推奨している。当院では過去の臨床経験から体重・時間あたりのヨード量 22mgI/kg/sec, 注入時間 20s を使用している。

Fig.1 にテストボーラストラッキングを用いて得られた造影剤到達時間 (s) と内頸動脈 CT 値 (HU) の関係を示す。両者には強い相関関係 ($r=0.73$) が認められた。到達時間が遅い場合は比較的高い CT 値を得ることができたが、到達時間が早い場合では 300HU を下回る症例もあった。この原因は心拍出量によるものと考えられる。このような場合には通常より体重・時間あたりのヨード量を増加して対応しなければならないが、検査前に心拍出量を把握することは容易でなく、その対応は難しい。

撮影タイミングは造影剤到達時間と造影剤注入時間 (=立ち上がり時間) から設定することが一般的である。造影剤到達時間は個人差が大きいためテストインジェクションやボーラストラッキングを用いて対応しなければならないが、救急では迅速な検査が優先されるため、当院では後者を使用している。

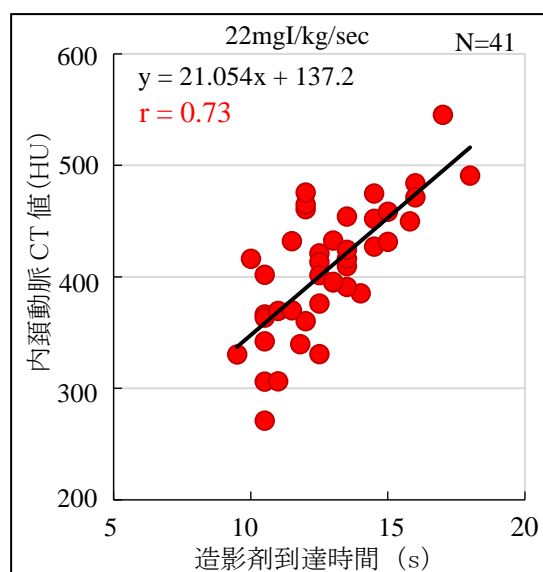


Fig.1 造影剤到達時間と内頸動脈 CT 値の関係

ボーラストラッキングでは造影剤のモニタリング位置がピットフォールとなることがある。通常、頭頸部 3DCTA ではモニタリング位置を総頸動脈部に設定するが多いが、脳動脈瘤破裂によるくも膜下出血において頭蓋内圧が亢進しているような状態（くも膜下出血重症度分類 Grade V = 深昏睡，除脳硬直，瀕死の状態）では、総頸動脈部でモニタリングを行って撮影開始しても頭蓋内圧亢進のため脳動脈には十分な造影剤が到達しないことがある。このような場合には目的とする脳動脈付近である内頸動脈終末部(C1)あたりでモニタリングを行った方がよい。また、稀に脳動脈瘤が破裂した大脳半球のみ頭蓋内圧亢進が認められる場合もあるので、注意が必要である (Fig.2).

その他、最近では通常よりも低管電圧を使用してより高い脳動脈 CT 値を得る方法も行われるようになってきた。当院では管電圧 120kV から 100kV を使用することによって約 1.6 倍の CT 値上昇が認められた。

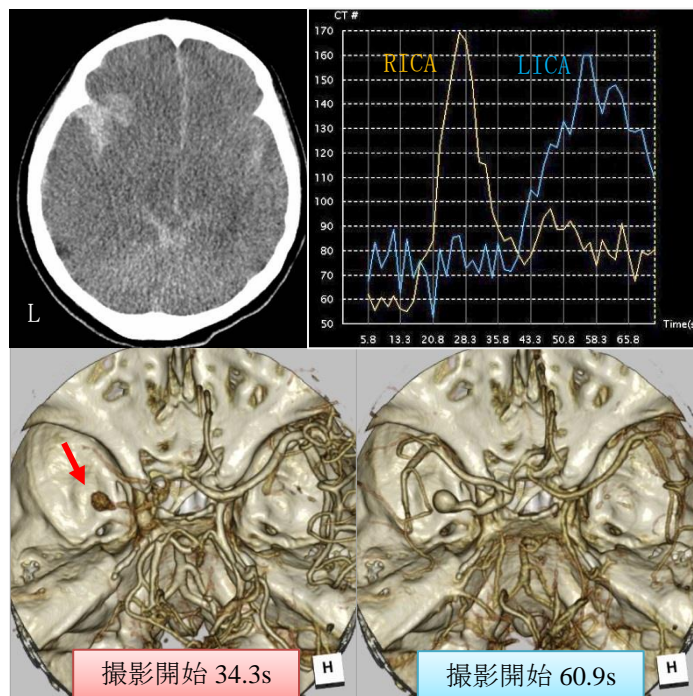


Fig.2 左半球のみ頭蓋内圧亢進した症例（矢印:脳動脈瘤）

3. 大動脈 3DCTA

大動脈解離や大動脈瘤では大動脈 3DCTA が施行される。撮影範囲は頸部から大腿部辺りまで撮影することもあり、総ヨード量は 600mgI/kg，注入時間は 30s 程度が指標である。

緊急手術の適応となる Stanford A 型の急性大動脈解離では、解離の範囲や状態を正確に把握するため、心電図同期撮影が有用である。当院では息止め可能な患者に対して、撮影中にビームピッチを可変 (0.24 → 0.81) し、心電図同期 ON/OFF 切り替え可能なバリアブルピッチヘリカルスキャン (vHP) を使用している (Fig.3).

ボーラストラッキングは気管分岐部でモニタリングを行い、真腔と偽腔の濃染に注意しながら手動でも撮影開始できるようにタイミングをはかる。また、巨大な紡錘状大動脈瘤では大動脈瘤内で血流停滞が生じることがあるため、ボーラストラッキングは瘤内でモニタリングを行った方がよい。

大動脈 3DCTA では鎖骨下静脈からの造影剤アーチファクト軽減とデッドスペース（穿刺部から静脈内に残る造影剤）の washout による TEC 延長のため、生理食塩水後押しが有用である。しかし、高粘稠度造影剤を使用する場合は重力効果によって washout rate が低下するため注意が必要である。また、台形クロス注入法を使用した効果的な wash out も有用であると示唆される。

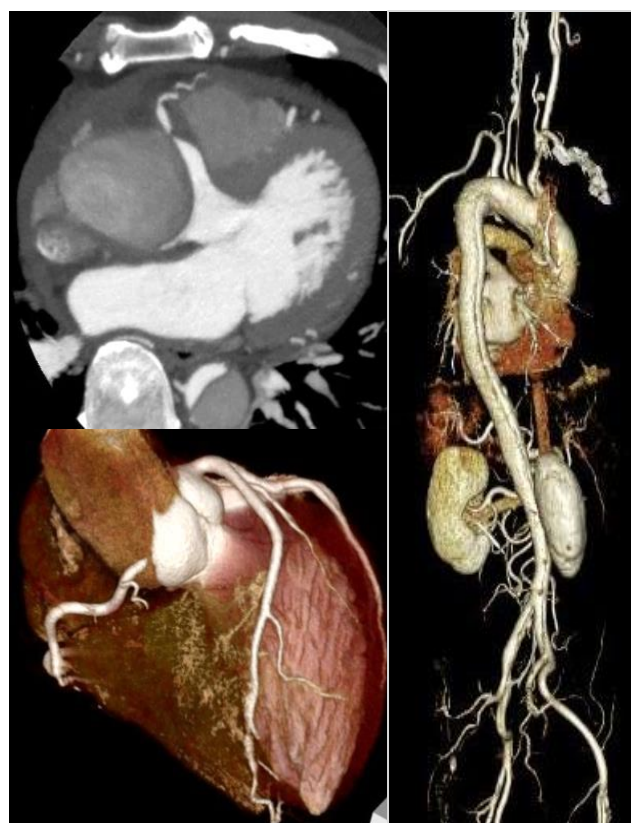


Fig.3 Stanford A 型大動脈解離における vHP の使用

4. まとめ

救急医療における 3DCTA は昼夜を問わず行われるため、24 時間体制で一定レベルの quality を維持しなければならない。そのためには撮影プロトコルや造影法を合理的にし、できるだけシンプルにしておくことが重要である。しかし、撮影タイミングや撮影範囲などの人的ミスや予期せぬ装置トラブル、患者要因による造影不良は起こりうるものである。最も重要なことは日々の臨床から学んだことを教訓とし、同じ失敗を二度と繰り返さないよう努力することである。今後も装置の特性を最大限に生かして、安全で確実な 3DCTA 施行を追究していきたい。

参考文献

- 1) 公益社団法人 日本放射線技術学会 撮影部会；X 線 CT 撮影における標準化 ～GALACTIC～（改訂 2 版），2015
- 2) VERSUS 研究会監修；超実践マニュアル CT．医療科学社，2006

1. はじめに

MR 検査は撮像部位ごとにルーチンシーケンスが概ね決まっているが、一歩踏み込んだ検査をするためには、医学的知識と豊富な撮像経験が必要である。本稿では、放射線科医が読影の際に着目するポイントについて具体的症例を交えて提示し、医学的知識を補完することで、撮像現場での Flexible な対応に繋がることを目的とする。

2. 撮像前の準備と読影の心得

過去に撮像されている同領域の検査があれば、撮像前には必ずチェックしたい。また、比較読影を行う観点から、過去の撮像で明らかとなった病変の描出が行えるように、撮像範囲の設定には細心の注意が必要である。

各施設において撮像範囲ごとにルーチンシーケンスが組まれているが、そのシーケンスの最初となるのが位置決め画像(ローカライザー)である。位置決め画像は画質が粗いものの、撮像範囲は全シーケンスの中で最大であり、この画像でしか評価できない(逆に写り込んでしまう)臓器が存在する。

また、ルーチンシーケンスには Isotropic Voxel での三次元再構成可能なシーケンスが一つ以上含まれているのが望ましい。他のシーケンスにおいて部分容積効果によって評価不十分な構造物の評価が可能となるためである。

読影は、位置決め画像を含めた全ての画像を対象とする。各画像は辺縁から見ることを心掛ける。撮像対象は極力最後に見る。これによって先入観の無い中立な視点で読影することができ、重大な見逃しを防ぐ役割がある。三次元再構成可能なシーケンスを用いて三方向の MPR を作成して観察することも必須である。

3. 撮像領域ごとの読影チェックポイント

a. 頭部

頭部 MRI での主な撮像対象は脳実質・下垂体・脳神経・脳血管・硬膜であるが、眼窩・鼻副鼻腔・中耳腔・乳突蜂巣・咀嚼筋・顎関節・上咽頭・皮下組織・頭蓋骨も撮像範囲に含まれている。

a-1. 眼窩

眼窩内でのチェックポイントは、視神経周囲の浮腫・視神経の屈曲(脳圧亢進状態)(Fig.1)、眼球の変形(眼球癆)・眼球内腫瘍、眼内レンズ挿入術、眼窩内容物の副鼻腔への脱出(眼窩底骨折など)、上眼静脈の拡張(内頸動脈海綿静脈洞瘻など)の有無である。



Fig.1 視神経の屈曲と視神経周囲の浮腫

a-2.鼻副鼻腔・中耳腔・乳突蜂巣

鼻副鼻腔・中耳腔・乳突蜂巣は通常は空気で充満しているために低信号を示すが、信号上昇を示す場合は、炎症性粘膜肥厚や液体貯留などを反映しており、全て異常である。慢性鼻副鼻腔炎はありふれた病態であるが、上顎洞が片方だけ液体貯留を示す場合は菌性上顎洞炎の可能性がある。その場合、上顎臼歯との関連を見るために MRA の元画像で上顎臼歯の根尖病変と上顎洞底部の連続性を確認する必要がある。

a-3.顎関節

顎関節は横断像で撮像範囲内に含まれている。下顎頭は通常楕円形に描出されているが、顎関節症では変形や硬化像を示し(Fig.2)、前方へ脱臼している場合もある。下顎頭の変形の診断には、MRA 元画像から矢状断再構成画像を作成することで、容易となる。

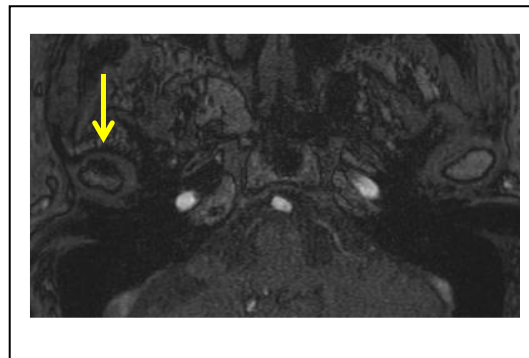


Fig.2 右顎関節症

b.頚椎

頚椎 MRI での主な撮像対象は頚椎・椎間板・脊髄・神経根であるが、斜台・脳幹・小脳・椎骨脳底動脈・内頸動脈系の一部・トルコ鞍・鼻副鼻腔・舌・中下咽頭・喉頭・甲状腺・腕神経叢・上縦隔・肺尖部が含まれる。

b-1.脳動脈

椎骨脳底動脈は解離による口径不整を示す頻度が高い。また、この病態に関連する病変として橋の脳血管障害も拾い上げたい。前方循環系では、内頸動脈瘤、前交通動脈瘤(Fig.3)、中大脳動脈瘤などが描出されることがある。

b-2.トルコ鞍

下垂体腫瘍の観察も T2 強調矢状断像にて撮像範囲内であれば確認したい。頻度の高い病変はラトケ嚢胞であり、典型的には下垂体の中央部に T1WI で高信号を示す嚢胞状構造物であり、下垂体柄がその上縁に付着する。下垂体腺腫の術後(経鼻的下垂体腫瘍切除術)では、しばしばトルコ鞍の拡大や蝶形骨洞内の液体貯留が描出される。副鼻腔炎に類似しており、病歴の確認を要する。



Fig.3 前交通動脈瘤

b-3.咽頭後間隙

咽頭後間隙は薄い軟部組織であり、椎体もしくは咽頭からの炎症波及によって浮腫性に腫大する。代表的疾患としては、化膿性脊椎炎に続発した傍椎体膿瘍、咽後膿瘍、頚椎損傷に合併した急性前縦靱帯損傷、石灰化頸長筋腱炎などが挙げられる。いずれにしても咽頭後間隙の浮腫は急性炎症の存在を示唆しており、脂肪抑制 T2WI や STIR の追加、可能であれば拡散強調画像の追加が望ましい。

b-4.甲状腺

甲状腺は全てのシーケンスで部分的に描出される臓器である。前頸部に suppression を加えている場合が多いので詳細な観察が困難であるが、腫大や腫瘤の指摘は比較的容易である。Basedow 病、慢性甲状腺炎(橋本病)、腺腫様甲状腺腫、甲状腺癌の診断につなげたい。

b-5.肺尖部

位置決め画像の冠状断では肺尖部が撮像範囲に含まれている。肺尖部の浸潤性肺癌である **Pancoast** 腫瘍や上葉の粗大な原発性肺癌(**Fig.4**)であれば検出可能である。前者は頸椎症に類似した症状を呈する。

c.腰椎

腰椎 **MRI** での主な撮像対象は腰椎・椎間板・脊髄・馬尾神経・神経根である。撮像範囲に含まれる臓器としては、腹部大動脈、傍大動脈リンパ節、腎臓、肝臓、胃、膵体部、小腸間膜、一部の骨盤内臓器、股関節、仙骨が挙げられる。

c-1.腹部大動脈

大動脈瘤および壁在血栓の指摘は比較的容易である。内部に **flap** が認められれば、解離と診断出来る。

c-2.傍大動脈リンパ節

矢状断像にて椎体前面に多発結節として描出される。小腸間膜リンパ節の腫大もほぼ同じスライスに描出されるため、リンパ節腫大の分布から癌の転移と悪性リンパ腫の鑑別が多くの症例で可能である。

c-3.腎臓

位置決め画像の冠状断像において、腎臓の輪郭が描出されることが多く、限局性突出が認められた場合は腫瘍性病変が疑われる。多くの場合は嚢胞であるが、腎細胞癌の可能性があり、**T2 強調横断像**にて撮像範囲に含まれているならば、信号強度の確認が出来る。

c-4.膵臓

膵体尾部は位置決め画像の矢状断像、**T2WI** の横断像にて撮像範囲に含まれている場合がある。撮像範囲の辺縁に位置することから画質不良となっているが、主膵管拡張や膵尾部の腫大といった膵癌を示唆する所見を拾える可能性がある。また、膵臓で発生頻度の高い膵管内乳頭粘液性腫瘍(**IPMN: Intraductal Papillary Mucinous Neoplasm**)はやや細長い嚢胞性構造物として描出され、指摘しやすい。

c-5.卵巣

女性患者での **T1 強調矢状断像**にて、骨盤腔内に高信号構造物が認められた場合、内膜症性嚢胞もしくは成熟嚢胞性奇形腫が疑われる。骨盤腔の **scan**を追加することで追加精査の手間を省くことが出来る。また、粗大な腹腔内腫瘍として認められた場合は、全てのシーケンスで描出されているため、指摘は容易である。

c-6.膀胱・前立腺

男性患者での **T2 強調矢状断像**にて、撮像範囲の下部に肥厚した膀胱壁が描出されることがある。ある程度緊満した状態であれば、前立腺肥大症による肉柱形成を反映していると診断できる。膀胱が虚脱している場合はこの限りではない。

c-7.骨盤骨

矢状断の最外側のスライスにおいて、仙骨に **T1WI** で低信号、脂肪抑制 **T2WI** もしくは **STIR** にて高信号を示す領域が認められた場合、左右仙骨翼の縦走する骨折(脆弱性骨折)が疑われる。位置決め画像の冠状断像で同部位が **slice** されていれば確認可能である。

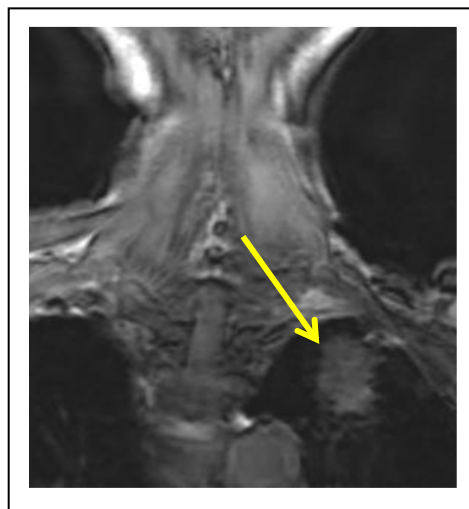


Fig.4 原発性肺癌

c-8.股関節

位置決め画像の冠状断像で股関節が撮像範囲に含まれている。大腿骨頭に低信号病変が認められれば、ステロイド投与による大腿骨頭壊死や加齢性変化である変形性股関節症を診断することが出来る (Fig.5)。

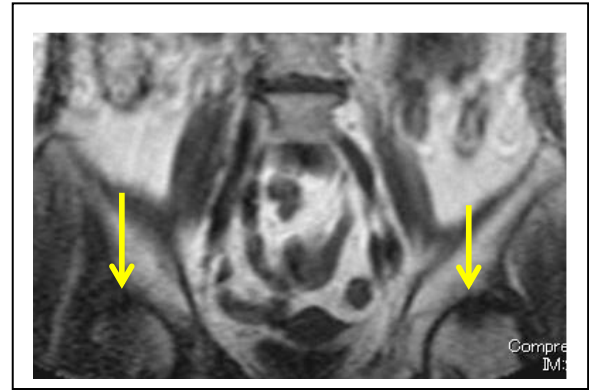


Fig.5 変形性股関節症

d.骨盤腔

女性骨盤であれば、子宮・付属器・膣、男性骨盤であれば前立腺・精嚢・精巣が主な撮像対象である。更に両者ともに膀胱・尿道・直腸・肛門管が加わる。撮像範囲に含まれる臓器としては、前腹壁・腸骨動静脈・盲腸・虫垂・回腸・鼠径管・下部腰椎・仙尾骨・骨盤骨・股関節が挙げられる。

d-1.腹壁

位置決め画像の矢状断像および冠状断像にて前腹壁に術創が低信号帯として描出される。帝王切開では、腹壁に横走もしくは縦走する術創が見られ、内子宮口レベルの子宮前壁に横走する癒痕が形成される。また、右下腹壁の術創であれば虫垂切除の既往、正中切開創であれば腸管切除や骨盤内臓器切除の既往を確認する必要がある。

d-2.盲腸・虫垂

右下腹部において嚢胞性腫瘍を見た場合は、卵巣腫瘍以外に虫垂粘液嚢腫の可能性がある。治療担当科が変わるため、連続する臓器の確認が非常に重要である。

d-3.仙骨

仙骨の脆弱性骨折は左右仙骨翼を縦走する骨折と仙骨中部を縦走する骨折で構成され、H状の形態を示す。矢状断像・横断像では指摘しづらいことがある。脂肪抑制画像の追加や位置決め画像の冠状断が診断の補助になる (Fig.6)。

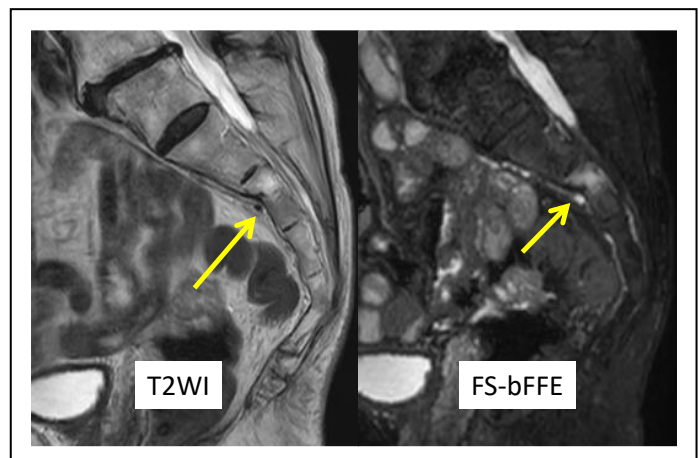


Fig.6 脆弱性仙骨骨折

4. まとめ

MR 検査において、ルーチンシーケンス以外に位置決め画像の読影も重要である。また、画像の辺縁に描出される構造物にも注意を払うことで、追加検査の省略や深刻な病態の早期発見に繋がり、患者への利益還元が大きいと思われる。本稿が諸兄の明日からの診療の一助になれば幸甚である。

参考文献

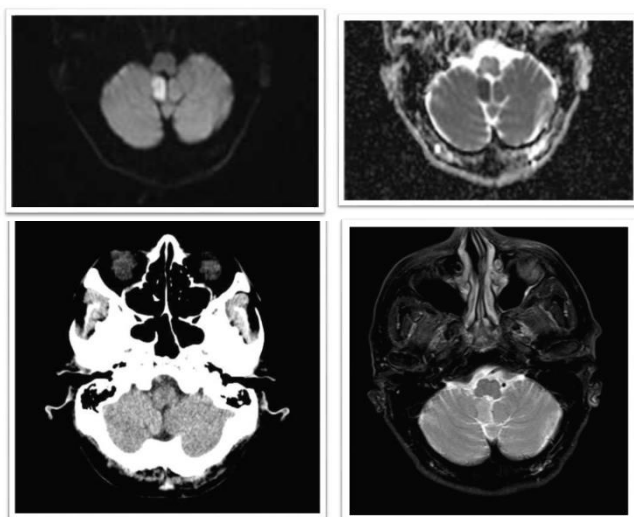
1) 西村一雅, 南 学, 下野太郎, 他. 画像診断を考える 第2版 より良い診断のために;学研メディカル秀潤社

『MRI 撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考』

座長：東京慈恵会医科大学附属柏病院（撮影部会委員）北川 久

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

1. はじめに



MRI 検査は CT のような即時性に欠けるものの形態情報以外に MRI ならではの情報も少なくない。高速化やパルスシーケンスなどの組み合わせや工夫で、新しい生体情報を提供してくれるが、得られた画像が

多彩であるがゆえに、その意味するものを臨床評価していく必要がある。日常検査のなかで医学的かつ経済的に達成しうる範囲において効率化を図り検査制度を上げていくためには、疾患や病態に合わせ適正なプロトコルが必要である。撮像前には、後悔することないよう入念な検討や打ち合わせが必要で、これで MRI 検査を追加した価値が決まるといっても過言ではない。

(上記画像は同日に CT, MRI を検査した症例:どの画像がもっとも病変を見つけることができますか?)

2. 標準化を目指したパルスシーケンスについて

施設ごとや機種種の性能に合ったプロトコルがあると思われるが、撮像方法にはバラツキもあると思う。T1 強調像、T2 強調像、STIR、FLAIR、拡散強調像、脂肪抑制像、ガドリニウム造影像、MRangiography、MRCP などのパルスシーケンスの特徴をよく把握したうえで適切な選択をすることはもとより、撮像目的、撮像範囲、撮像時間、撮像断面の決定も同程度に重要である。新しいパルスシーケンスなどが次々に開発されており、撮像方法もそれに従って変化していくものであるが、基本的な撮像方法には変化ないものと考える。

3. パルスシーケンスの整理整頓

MRI の進歩による恩恵の側面で、多種多彩なコントラストのパルスシーケンスの登場がときに従事者を悩ませる。パルスシーケンスは大別して Spin echo 法と Gradient echo 法に整理される。また Gradient echo 法はコヒーレント型および非コヒーレント型に分類される。各撮像パルスシーケンスの成り立ちとパラメータの設定は画像コントラストを決定し、空間分解能、信号対雑音比および撮像時間などを左右する。

4. さいごに

限られた検査時間の制約のなかで得られる生体情報を最大限に引き出すためにはパルスシーケンスの組み合わせで撮像する必要がある。MRI 検査ではスループットを上げるのが常に要求されるが、省略しすぎると不完全な検査になり、再検査を余儀されることになる。しかし、すべての疾患を見逃さないために、多数のパルスシーケンスで網羅的に撮像すると、検査時間も延びる。以上の観点から本企画よりお勧めのパルスシーケンスと疾患・病態に応じた追加すべきパルスシーケンスに重点をおいて討議を行いたい。

『頭部領域における必須&お勧めシーケンス』

The Required and Recommended Sequences in the Brain MRI

東京大学医学部附属病院

鈴木 雄一

1. はじめに

頭部領域の MRI は、腫瘍、変性疾患、脳梗塞を含めた血管病変、てんかん、感染症など対象疾患は非常に多岐に渡る。しかし、あらゆる疾患の鑑別を可能にする夢のようなシーケンスは今のところ存在しない。そのため疾患ごとに、そして施設ごとに撮像プロトコルが存在している状況である。

依頼内容は、手術、治療前後比較や経過観察など様々で、定期的に MRI 撮像をする部位である。つまり再現性が重要になってくる。今回はこれがないと始まらないということで、位置決め画像(ロカライザー)を必須シーケンスとして、頭部領域における位置決め撮影の重要性を再確認する。

お勧めシーケンスとしては、我々診療放射線技師が、そして読影医が困った時に手助けできる可能性を持つシーケンスをいくつか紹介する。T2star 強調画像(T2* weighted image; T2*WI)と脳腫瘍 MRS を撮像する際のリファレンスとして Arterial Spin Labeling (ASL) と high b-value diffusion weighted image (DWI)を紹介する。

2. たかがロカライザー・されどロカライザー

頭部(脳)MRI は、撮像時において数少ない基準線が存在する検査である。最も用いられているのは前交連-後交連線(anterior commissure-posterior commissure line; AC-PC line)であろう。AC-PC line に限らず、基準線に平行な撮像断面を軸位断として撮像し、それに垂直な冠状断と矢状断も設定…ということとは簡単であるが、少ない枚数のロカライザーを用いて目的の基準線を”精度よく”設定する行為が意外に難しい。確実に AC-PC line を決定するために必要な画像、それは正中矢状断像であり、これが精度よく撮像できれば AC-PC line の再現性は高くなる。そしてこの正中矢状断を決定するために撮像するのが、最初の3方向のロカライザーである。従って実はこの画像、つまり我々の0点設定が鍵を握っていると言っても過言ではない。

当院では、3方向ロカライザー→正中矢状断ロカライザー→AC-PC line に平行な軸位断→…というのが頭部 MRI 検査の流れである。この最初のロカライザーで筆者が描出したい部位が大腦脚(中脳)である。もちろん直接 AC-PC line そのものを描出できるのが理想だが、ほぼ不可能と言って良い。では、大腦の軸位断であればどこでも良いかと言うと、そうではない。大腦は左右対称と言われるが、厳密には対称ではないため大腦半球の断面では精度が落ちる可能性が高い。ACとPCに近く、左右対称である部位が中脳(大腦脚)なのである。大腦脚正中を切る矢状像と同じく中脳(腦幹)を切る冠状断を用いることで再現性の高い正中矢状断と AC-PC line を設定できる。

しかし、せっかく正中矢状断像を得たところで、解剖をしっかり知っておかないと正しい AC-PC line を設定できない。AC と PC の周りには、言わばトラップが待ち構えている。AC と間違えやすい部位として終板、PC と間違えやすい部位として、松果体や手綱交連などがある(Fig.1)。加えて AC-PC には AC の中点と PC の中点を結んだ「Schaltenbrand」と AC の上縁と PC の下縁を結んだ「Talairach」の2種類があることもずれを生じる一因となる。例えば、AC-PC line が約

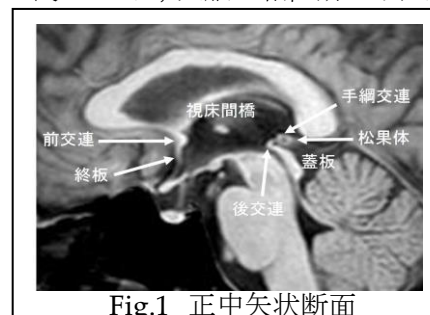


Fig.1 正中矢状断面

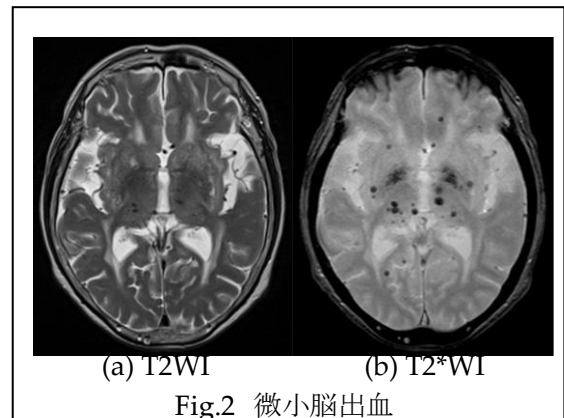
5 度ずれただけで前頭部や後頭部は 8~9 mm 上下にずれることになり、同一断面とは言い難い。担当する技師間でこれらのずれを持った MRI では、厳密に経過観察をしているとは言えないと筆者は考える。

MRI は撮像時間が短くなっているとは言え、まだまだ他の検査に比べると検査時間の制約が多いと言える。ロカライザーに時間をかけすぎるわけにはいかないが、他のシーケンスの土台であるため、0 点設定から始まる一連のロカライザーの精度や担当技師全員の意識統一が中長期的なフォローには欠かせないのである。

3. お勧めシーケンス その 1

頭部 MRI に関して、お勧めシーケンスは？と言われたら…造影後に SSFP で聴神経腫瘍が分かりやすい、髄膜炎には造影後に FLAIR を追加撮像すると分かりやすい、海馬硬化症に ASL を撮像すると、血流増加域が分かりやすい、など疾患と正常解剖とシーケンスがマッチした時の組み合わせは多々ある。その中で今回は、スクリーニング検査「+ α 」としてのシーケンスと、脳腫瘍精密検査で良く用いられる「MRS のリファレンス」に用いるお勧めシーケンスを紹介する。

スクリーニング検査 + α 、つまりどんな疾患や状態が隠れているかを検出するという視点、ある意味では予防医学的な観点から紹介するシーケンスは T2*WI である。ご存知の通り、一般的なシーケンスであり、ルーチンで撮像している施設も多いかもしれない。しかし、ルーチンで時間の制約上、省略されやすいシーケンスでもある。頭部 MRI の依頼の中で、頭痛や認知症を含む脳血管病変の有無確認と言ったスクリーニングは皆様のご施設でも多いのではないかとと思われる。この時、器質的な疾患(占拠性病変)はないかということで T1WI, T2WI, FLAIR が、脳血管病変の確認で TOF 法を用いた MRA、余裕があれば脳萎縮などを評価するために 3D T1WI を撮像するのではないだろうか。これに追加してお勧めしたのは、MRI ならではの情報を追加できる = 磁化率の違いを強調できる T2*WI であり、これを用いた無症候性脳出血および微小脳出血 (microbleeds) の検出である。理由は、症候性高血圧性脳出血において、無症候性脳出血が 23~33% と高頻度に認められることである。また微小脳出血の出現頻度は、高齢、高血圧、脳卒中の既往があるなど



によって高まり、新たな脳出血またはラクナ梗塞の発症リスクが高くなるためである。つまり、T2*WI によって無症候性脳出血や微小脳出血 (microbleeds) を検出することが、症候性高血圧性脳出血や脳梗塞を防ぐための一助となりうる (Fig.2)。加えて、微小脳出血は前頭葉認知機能低下と関連しているため、この点においても一助となる。また頻度は少ないが、正常よりも脳内金属が沈着する疾患や病態を見つけやすいというものもお勧めする一つの理由である。

4. お勧めシーケンス その 2

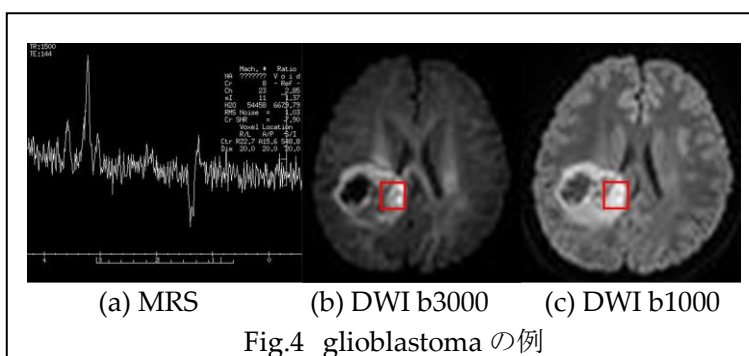
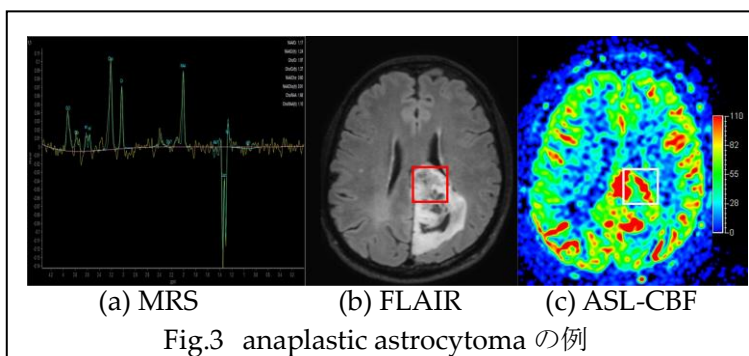
脳腫瘍 MRS を撮像する際に役立つシーケンスとして ASL と high b-value DWI を紹介する。脳腫瘍を鑑別するシーケンスとして有用であるのが MRS であるが、計測する VOI を設定するのに困った経験はないだろうか。基本的に MRS の VOI を設定する場所は、一般的に T2WI で比較的高信号、造影 T1WI で濃染される領域であるが、造影剤投与後の MRS はコリンピークの形状に影響を与える等の報告があり、通常は造影前に検査する。つまり、出来ることならば造影前に造影される場所を知りたいというジレンマが生じる。腫瘍が大きい、壊死部分などの避ける領域が分かりやすいなどの場合は特に困ることは少ないが、結果として、造影される領域が不均一な症例では T2WI だけでは VOI 設定に困る場面に遭遇する。その際に役に立つ可能性があるのが ASL

と high b-value DWI である。

どちらのシーケンスにおいても捉えようとしているものは、悪性度の高い脳腫瘍の一般的な特徴(CBFが増加、細胞密度が増加)である。CBF増加を検出する目的で使用するのが ASL である。特に 1 スライス(2D)での ASL が撮像可能であれば、1 分程で画像を取得できるため、検査時間を圧迫することなく、VOI 設定に有用な情報を付加できる(Fig.3)。

一方 high b-value DWI は、b-value を通常よりも大きくし、より細胞密度が高い⇨悪性度が高いと考えられる領域を見やすくするために用いる。通常の b-value (1000 [s/mm²]) では正常組織と細胞密度が増加した脳腫瘍とのコントラストはあるものの弱い場合が多い。b-value を 3000 [s/mm²]程度に増加すると、脳腫瘍の悪性度が高い領域ほど高信号となり認識しやすいことが多い(Fig.4)。

定量値解析では Diffusional kurtosis imaging; DKI があり、定量値で悪性度の鑑別や細胞が複雑な領域を画像化できるが、撮像時間や解析の面から臨床現場向きではない。high b-value DWI は、通常の DWI に比べ TE が延長し、SN 比が低下するため加算回数を増やす必要があるが、ASL 同様に 1 分程度で十分に MRS の VOI 設定に有用な情報を得ることができ、現場向きと言える。



参考文献

- 1) 高橋昭喜. 脳 MRI. 脳 MRI 1. 正常解剖:62-89
- 2) Niemann K, Naujokat Ch, Pohl G, Wollner C, and Keyserlingk DV. Verification of the Schaltenbrand and Wahren Stereotactic Atlas. Acta Neurochir 1994(129):72-81
- 3) Talairach J and Tournoux P. Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain. Theime Medical Publishers, New York, 1988: 132
- 4) 日本脳卒中学会ガイドライン. http://www.jsts.gr.jp/guideline/223_224.pdf
- 5) Hakyemez B, Erdogan , Ercan I, Ergin N, Uysal S, Atahan S. High-grade and low-grade gliomas: differentiation by using perfusion MR imaging. Clin Radiol. 2005(60):493-502
- 6) <http://mrifan.net/ingenious/10829>
- 7) Van Cauter S, Veraart J, Sijbers J, Peeters RR, Himmelreich U, De Keyser F, Van Gool SW, Van Calenbergh F, De Vleeschouwer S, Van Hecke W, Sunaert S. Gliomas: diffusion kurtosis MR imaging in grading. Radiology. 2012(263): 492-501

『肝胆膵の検査で使用する(お勧め)パルスシーケンス』

Pulse Sequence to Use by the Inspection of the Liver and Gall Pancreas
(Recommendation)

公立学校共済組合 関東中央病院

天野 淳

1. はじめに

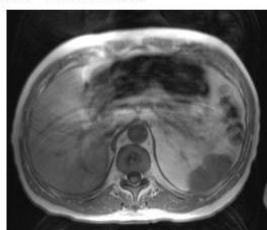
肝胆膵のMRI検査において、近年、肝細胞特異性Gd造影剤や3T MRIの細胞外液性Gd造影剤の高分解能撮像による病変検出能は高く画像診断に大きなインパクトを与えた。一方で、MRI本来の特徴である優れたコントラスト分解能は造影剤を使用しなくても、多種のパラメータから多彩なコントラストを作り出し、撮像法を組み合わせることで病変の質的診断に迫ることができる。

そして胆膵領域においては管腔内の水分を画像化するMRCP(Magnetic Resonance cholangio-pancreatography)がルーチンのごとく撮像されている。Compressed Sensingなどの新しい高速化技術により、3D MRCPなどの撮像時間の短縮化が可能となってきたが広く普及しているわけではない。そこで撮像の成功率をあげるための工夫、息止め撮像対策などや、描出不良時の対策などMRCP撮像含め再考したことを述べる。

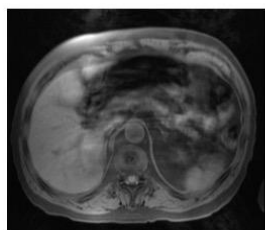
2. 診断に必要な画像の条件

動きで判断できない、適性なシーケンス、条件で撮像されていない、必要な断面が無い、など画像診断には必要な画像の条件というものがある。肝胆膵の領域では息止め撮像が多く、しっかりと息が止まっている事が大前提である。しかし、息止めをする事ができないケースや、3D撮像などにおいては各種(腹壁運動、横隔膜下、肝臓の動きの位相変化)呼吸同期を併用しての撮像になる。それでも、確実に撮れるわけではなく被験者の協力が必要であり、検査をする我々の的確な説明が成功の鍵を握っている。また種々のケースの対応策を用意しておくことは重要である。

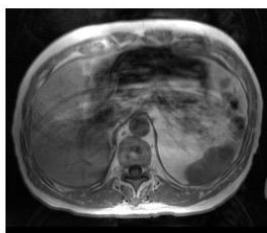
息止めができない場合



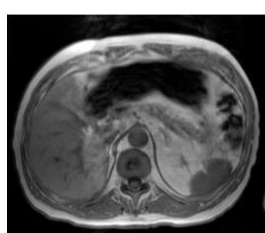
加算回数を増やしBWをあげて収集アーチファクトを撮像範囲外にだす



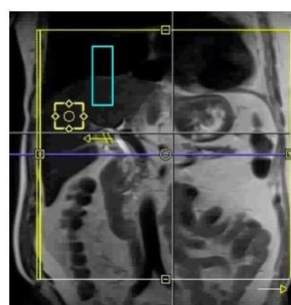
アーチファクトの原因のひとつである呼吸の脂肪信号を消してしまう



スライス厚、matrixを変化させる



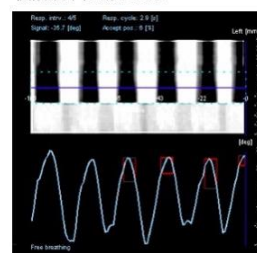
呼吸同期にて撮像



青は横隔膜下同期のナビゲータの位置
黄色は位相変化のナビゲータの位置



横隔膜下同期の波形



呼吸周期による肝臓の動きの位相変化

3. 肝臓領域

肝腫瘍検査の場合、多くは造影剤を使用しての検査となるが、肝嚢胞や肝血管腫などの代表的な腫瘍性病変は T2 強調画像のパラメーターを変化させる事で診断が可能となる事が少なくない。このとき使用するのはハーフフーリエ法と FSE(Fast spin echo)を組み合わせたシングルショットの HASTE (Half fourier Acquisition Single shot Turbo spin Echo)法であり、動きに強く上腹部領域では良く用いられる。肝嚢胞、肝血管腫の鑑別においては、パラメーターの TE の値を 100ms 以下の信号と 150ms 以上に長く設定した信号を比較することで可能である。装置によっては double echo で信号収集ができ、呼吸による位置ずれのない画像を得ることが可能である。また、血管腫においては IR 法を組み合わせ、病変部の信号を落すことで鑑別の一助とつなげることができる。血液の T1 値は 1.5T において、およそ 1200ms であり TI(inversion time)を 800ms に設定することで病変部(血管腫)の信号が落ちる。(Fig.1)

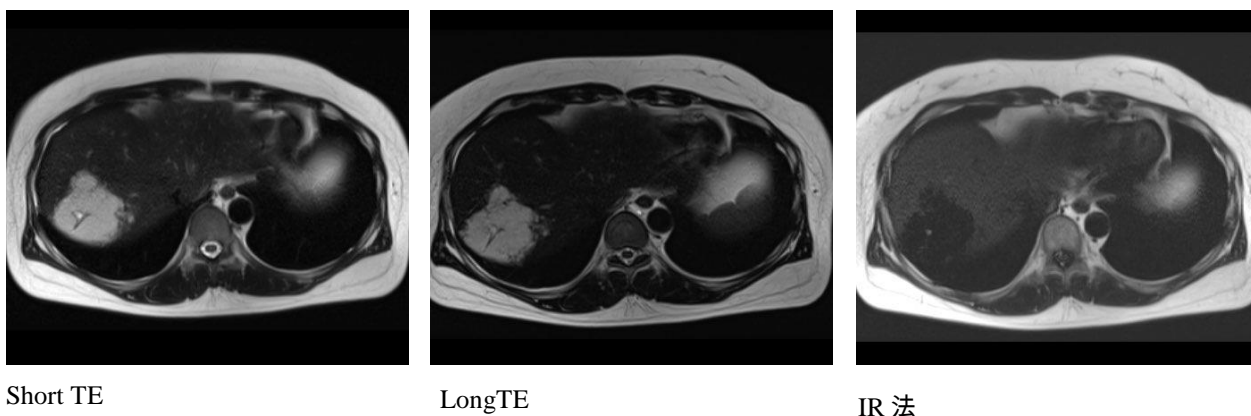


Fig.1 肝血管腫の IR 法

また、拡散強調画像において嚢胞は高い ADC を示すことから大きな b-Value を用いると信号が完全に落ちるが、肝血管腫は嚢胞よりも若干 ADC が低く、大きな b-value にて完全には信号は落ちない。このようにパラメーターを変更してシーケンスを組み合わせることで病変部の性状に迫ることができる。しかし、同じような T2 強調画像のシーケンスでも病変の T2 値によってコントラストが変わることに注意が必要である。肝細胞癌などの悪性腫瘍は T2 値が比較的短いため、HASTE のような heavily T2 では肝臓との十分なコントラストを得ることはできないので、脂肪抑制を併用した FSE などのコントラストのつくシーケンスでの撮像が役に立つ。

T1 強調画像の撮像法は GRE(Gradient echo)を使用する。180°パルスを使用しないので、TR を短縮でき息止め撮像時間に対応できる。信号を収集するタイミング (TE) を変えることで脂肪と水が同位相である in phase と逆位相の opposed phase での撮像は、脂肪信号の抽出に有用である。これは、180°パルスがないため、水と脂肪の共鳴周波数のズレで生じた位相差が補正されないので一定周期ごとに同位相、逆位相に変化する。ここで勘違いしてはいけないのは、水と脂肪が逆位相になって脂肪信号が低下するのは、同一ボクセル内に混在する場合に起こる現象であるということである。皮下脂肪や内臓脂肪のような単一物質ではこの現象はおこらない。(Fig.2) 肝臓においては脂肪肝や高分化型の肝細胞癌に含まれる脂肪の抽出に役立つ。もう一つの特徴に磁場の不均一や磁化率に鋭敏であるため、腹腔内にガスが多く蠕動運動が活発であるとアーチファクトが大きくなってしまう。そのような時は SE 系の息止めシーケンスで撮像すると良好な画像が得られる。

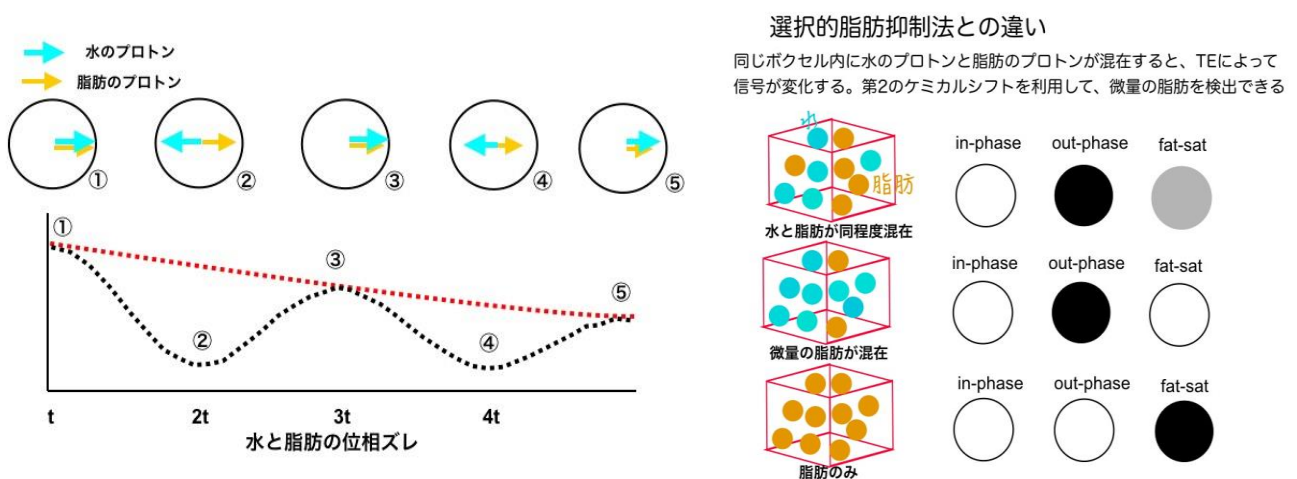
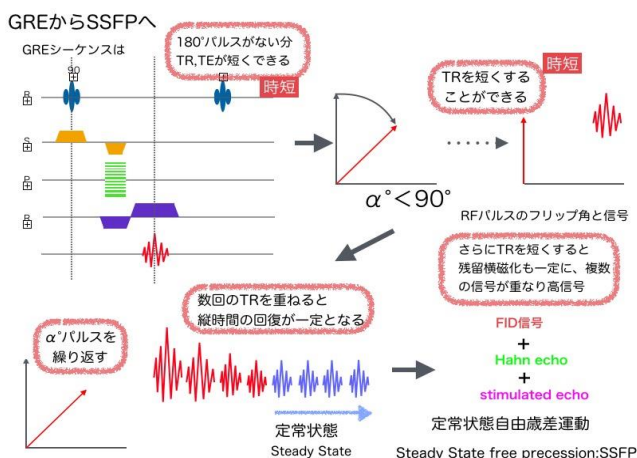


Fig.2

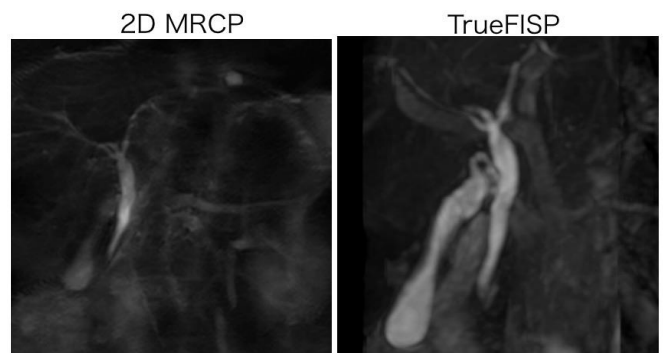
4. 胆膵領域

胆膵領域の検査では MRCP 検査が中心になってくる。撮像法はいくつかあり、厚いシングルスライスの 2D 撮像では簡便に短時間で胆・膵管の全体像を多方向から描出でき、MRI の撮像法の中でも特徴的な撮像法の一つである。胆嚢頸部及び、胆嚢管結石の正診率が 97%と超音波（77%）より良好であったとの報告もある。しかし、厚いスライスでは小さな結石などはパーシャルボリュームのため描出できないことや、腹水貯留の場合も描出不良となることがある。これに対し薄いスライスの 2D マルチスライス数十秒の息止めで管腔内を細かく観察することができる。短い TE の設定で背景信号を残しつつ、経口消化管造影剤を飲ませる前に撮像することでファーター乳頭合流部の評価も可能である。さらに薄い 3D マルチスライスがある。前者の二つは息止め撮像になるが、3D は枚数も多いため呼吸同期（腹壁、横隔膜下、位相変化）を用いての撮像となり MIP,VR での 3D 表示にすることで視認性をあげる事ができる。これらの 3D データを thin MIP することで膵臓の IPMN (intraductal papillary mucinous tumor) では嚢胞と膵管との連続性の評価などに役立つ。

MRCP のシーケンスは heavily T2 なので胆嚢内の水分成分の状態（濃縮状態）などによっては胆嚢の信号が低下し描出能が低下する事がある。そこでステディステート系シーケンスである True FISP などの定常状態のシーケンスが役に立つ。ステディステートシーケンスとは、GRE シーケンスにおい



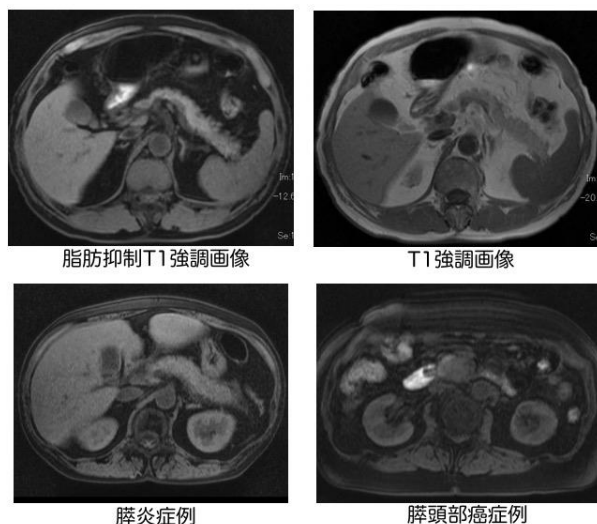
TrueFISPによるMRCP



描出されていない部が、TrueFISPにて描出されている

Fig.3

て、TR を短くしていくと回復する縦磁化が一定の値で固定される状態になる。縦磁化の定常状態で、さらに TR を短縮すると残留横磁化も定常状態になり、これを定常状態自由歳差運動 (steady state free precession) という。(Fig.3) FID 信号, SE 信号 (Hahn echo+stimulated echo) を合わせた信号が形成され同時に収集するため SNR が高く、高速で画像を得ることができる。自由水、血液も高信号で表示され濃縮された描出不良の胆嚢も高信号で描出することが可能である。さらに脂肪抑制を併用した 3D Segment シーケンスでは、2D よりも多く励起することで縦磁化が十分に回復せず 血管信号を目立たなくさせた 3D の MRCP 撮像なども可能である。



この領域においても一つ重要なシーケンスとして膵臓領域で脂肪抑制 T1 強調画像は大きな役割を果たす。正常膵は腺房内の高蛋白含有水を反映して T1 短縮効果の影響より、高信号を呈する。

逆に腫瘍、線維化、炎症などは信号が低下するため正常膵とのコントラストがつき、造影剤を使用しなくても病変の進展範囲の確認は可能である。(Fig.4)

Fig.4

5. おわりに

最終的な診断に迫るためには、やはり造影剤を使用しての検査になることが多いが、述べたように MRI の多彩なコントラストは組織の性状や変化の評価ができる。

シーケンスやコントラストを理解し、こういった画像が必要なのかを理解した上で検査に取り組むことが重要であると考える。

参考文献

- 1) 金森勇雄, 藤野明俊, 丹羽政美, 他 MR の実践 基礎から読影まで 医療科学社: 231-270
- 2) 荒木 力 MRI 完全解説 第二版 秀潤社: 240-243
- 3) 日本医学放射線学会 画像診断ガイドライン 2016 年版 金原出版株式会社: 260-366
- 4) 高原 太郎, 堀江 昭彦, 中村 理宣, 北川 久 MRI 応用自在 第三版 メジカルビュー社
- 5) 金 東石, 堀 雅敏, 大西 裕満 日獨医報 第 54 巻 第 2 号 25-36 (2009)
- 6) 画像診断 第 19 巻 第 7 号 秀潤社 1999 年 718-743
- 7) 画像診断 第 33 号 第 8 号 秀潤社 2013 年 830-911
- 8) 肝胆膵画像 第 13 巻 第 1 号 医学書院 2011 年
- 9) 蒲田 敏文, 高田 忠敬 画像診断の役割と TG13 の特徴-CT, MRI を用いて- 日本腹部救急医学会雑誌 34(3):634~643

『女性骨盤 MRI ～臨床に直結する技術～』

MRI of the Female Pelvis: Techniques Directly into the Clinical

神戸大学医学部附属病院

京谷 勉輔

1. はじめに

女性骨盤領域の MRI 検査は、他のモダリティに比べ軟部組織のコントラスト分解能が高いため、病変の形態・性状を把握するのに非常に有用であることは、多くの論文にて報告されている¹⁾。しかし、良好な MR 画像を取得するためには、呼吸や蠕動運動などによるモーションアーチファクトを考慮した撮像パラメータを設定する必要があり、撮像条件の最適化が求められる。

また、拡散強調画像で良好な画像を得るためには、「均一な脂肪抑制効果」が重要である。通常、拡散強調画像では、パラレルイメージングを使用するため、皮下脂肪の信号抑制不良が、目的臓器に重なり、診断の妨げになる。また、signal to noise ratio (SNR)の不足により画像の中央部分にリップアーチファクトが発生しやすいシーケンスでもあり、実際の臨床現場では困惑することがある。

婦人科疾患の MRI では、子宮、卵巣、胎盤、胎児など様々あるが、本稿では、『子宮・卵巣』を対象とした基本的な撮像シーケンスの構築方法や日常遭遇する fast spin echo (FSE)系のモーションアーチファクトの見極め方について紹介する。また、拡散強調画像の脂肪抑制不良、及び、リップアーチファクトの改善技術について実際の検証結果を示しながら、臨床に直結する技術についても述べたいと思う。

2. FSE 系シーケンス

子宮、卵巣を対象とした基本的な撮像シーケンスとして T2 強調画像、T1 強調画像、拡散強調画像などがあるが、最も重要となるシーケンスは、T2 強調画像である。T2 強調画像は、組織コントラストに優れ、骨盤内部の正常構造を同定することが可能である²⁾。

2. 1. 基本的な撮像条件の設定方法について

T2 強調画像は、子宮の 3 層構造(内膜, junctional zone, 筋層)が明瞭に描出されるように撮像条件を設定する必要があり、TR や TE, echo train length (ETL)の設定が重要となる。Fig.1 に示すように T1 コントラストの影響を少なくするためには、長い TR の設定が必要である。しかし、長すぎる TR は撮像時間が延長するため、4000～5000ms 程度が妥当であると考えられる。また、TE の設定は、子宮の 3 層構造が確認出来るよう 110～120ms 程度が妥当であろう。ETL の設定は、高すぎると MT 効果によって軟部組織のコントラスト低下が発生し、さらにはブラーリングによって画像にボケが生じる。実臨床に於いて、被検者の蠕動運動や呼吸様式によって設定する ETL は異なるが、当院では 15～19 の間で撮像を行っている。

2. 2. モーションアーチファクトの見極め方について

横断像を撮像する場合、位相方向を L-R(左右方向)へ設定することで腹壁からのモーションアーチファクトを骨盤領域外に逃がすことが可能である。しかし、矢状断

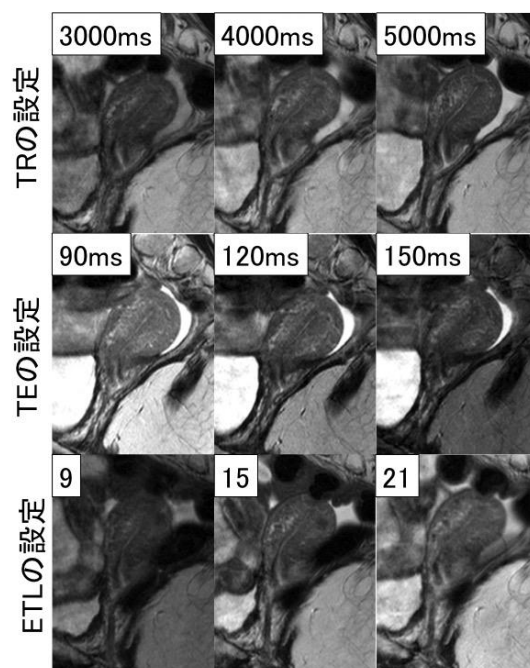


Fig.1 FSE シーケンスの基本的な撮像条件の構築方法

像を撮像する場合は、位相方向を A-P(前後方向)で設定すれば良いのか F-H(頭足方向)で設定すれば良いのか困惑することがある。実際の臨床では、モーションアーチファクトが顕著な場合、再撮像が必要であるが、限られた検査枠内で終了するために、”可能なら再撮像は避けたい”というのが本音である。そこで、モーションアーチファクトの見極め方として、本撮像の前に kinematics image を紹介する。

体軸に対して矢状断で kinematics image で 20 秒程度の撮像を行うことによって、被検者の蠕動運動や呼吸様式などを確認することが可能である。この kinematics image は、FSE 系で矢状断撮像を開始する前に位相方向の選択を見極めることが出来る。その結果、モーションアーチファクトによる再撮像を減らすことに繋がり、効率的に MRI 検査を進めることが可能である。

3. 拡散強調画像

拡散強調画像は、水分子の拡散能に基づく組織コントラストを提供する撮像法である。近年、Phased array coil の開発やパラレルイメージング法の発展により、躯幹部でも臨床利用されている³⁾。

一般的に悪性腫瘍では、腫瘍細胞の密度の増加や、細胞の不規則な配列により、水分子の自由な運動が制限され、拡散強調像で高信号を呈する。ADC map はそれを半定量化したものである。悪性腫瘍のように、DWI で高信号(水分子が拡散しにくい)の場合、ADC map では低信号となり、診断の重要な手がかりとなる。

3. 1. 均一な脂肪抑制効果を得るための手がかり

パラレルイメージング法を利用する拡散強調画像では、皮下脂肪の脂肪抑制効果が不十分であると、中心部分に皮下脂肪の信号が重複する場合がある。脂肪抑制効果の均一性を高めるために、各装置メーカーは、様々な手法を用いているが、本稿では Spectral Attenuated inversion Recovery(SPAIR)を用いた脂肪抑制法を紹介する。SPAIR は、周波数選択的脂肪抑制法のひとつであり、最大の特徴は、adiabatic パルス(断熱パルス)を使用していることである。SPAIR のフリップ角は 180° であるため、装置メーカーによっては STIR 同様に TI delay time を設定する必要がある。撮像条件に適合した TI delay time の設定が、脂肪抑制効果を大きく左右する⁴⁻⁶⁾。

装置側で TI delay time が自動で設定される場合は、操作することが出来ないが、ユーザー側で TI delay time が設定できる場合、オンライン上で撮像条件に適合した TI delay time を調べることが可能である⁷⁾。

3. 2. リップアーチファクトの改善手法

原理上、Phased array coil では、コイルに近い体表面の信号が高く、体幹中心部では信号が低くなる。しかし、その体表面と体幹中心部の信号差が大きい場合、体幹中心部分に唇状のリップアーチファクトが発生する(Fig.2)。リップアーチファクトの発生の発生を抑制するためには、同一 FOV 内の SNR の均一性が重要である。

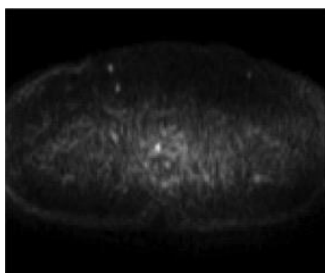


Fig.2 リップアーチファクト

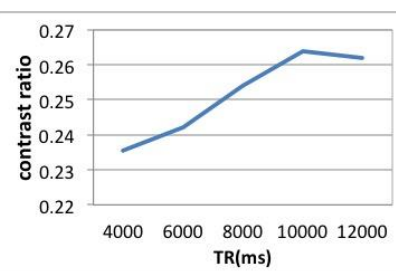


Fig.3 TRの違いによるCNRの変化

また、拡散強調画像で加算回数を設定する場合、k 空間上で加算平均されるのではなく、画像データ(実画像)上での加算平均となる。このため、1回加算の SNR が極端に低い場合は、いくら加算回数を増やしたとしても理論値通りの SNR を得ることが出来ない⁸⁾。

効果的に SNR を向上し、リップアーチファクトを改善するための方法として TR を 10000ms 以上に設定すると効果的であることがわかった(Fig.3)。本稿では、その検証結果を示しながら、撮像時間を延長させずに、リップアーチファクトを軽減する手法を紹介する(Fig.4)。

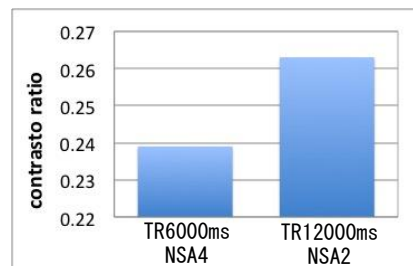


Fig.4 同一撮像時間での CNR の違い

4. まとめ

女性骨盤領域の MRI 検査は、呼吸や蠕動運動といった生理的な動きがあるため、様々なアーチファクトが発生する場合があるが、あらかじめ、対処法を持ち合わせていれば、テーラーメイドの撮像を行うことが可能である。依頼医や読影医が、どのような画像情報を求めているのか理解しておくことも、良質な MR 画像を得るためには重要な知識である。

5. 参考文献

- 1) 富樫かおり. 婦人科疾患の MRI 診断. 医学書院, 東京, 1990
- 2) 小山貴, 上田浩之, 荒木力. 腹部の MRI 第 3 版. メディカル・サイエンス・インターナショナル, 東京, 435-438
- 3) Koyama T. Togashi K. Functional MR imaging of the female pelvis. Journal of magnetic resonance imaging; 2007, 25(6), 1101-1112.
- 4) 北 美保, 河野和浩, 米谷克也, 他: SPAIR, FLAIR, STIR における null point 算出法:Part 1. Theory. 日本磁気共鳴医学会雑誌. 2013, 33(1): 22-32
- 5) 北 美保, 河野和浩, 米谷克也, 他: SPAIR, FLAIR, STIR における null point 算出法:Part 2. 骨盤部 SPAIR 併用拡散強調像(3T)への応用. 日本磁気共鳴医学会雑誌. 2013, 33(2): 85-91
- 6) Kita, M., Sato, M., Kawano, K., Online tool for calculating null points in various inversion recovery sequences. Magnetic resonance imaging, 2013, 31(9), 1631-1639
- 7) <https://www.seichokai.or.jp/fuchu/dept1602.php>
- 8) Gudbjartsson, H., Patz, S. The Rician distribution of noisy MRI data. Magnetic resonance in medicine, 1995, 34(6), 910-914

『男性骨盤におけるパルスシーケンスの再考』

Reconsideration of pulse sequence in male pelvis

箕面市立病院

山城 尊靖

1. はじめに

前立腺癌は全世界的に罹患率が高く、男性の癌の約 10 % を占める。一般的に前立腺癌は、欧米人に多くアジア人に少ないとされてきたが、本邦でも生活慣習の変化などに伴いその罹患率は増加傾向にある。前立腺癌の治療では、病期診断がその後の治療法選択や Quality of Life (QOL) に大きな影響を与えるため、できるだけ正確な病期診断が必要となる。病期診断を決定する手段としては、直腸診と共に CT, MRI, 骨シンチグラフィ, 経直腸的超音波断層法 (TRUS) などを組み合わせて行う。特に MRI は形態情報やコントラスト分解能に優れていることから、客観的で信頼度の高い検査として位置づけられている。

欧米諸国では施設間や放射線科医での読影精度のばらつきを最小限にし、臨床的意義のある前立腺癌および良性腫瘍の鑑別精度を向上する目的で、撮像方法や読影の指標となる Prostate Imaging and Reporting and Data System (PI-RADS) が提唱された¹⁾。PI-RADS では、T₂ 強調画像 (T₂WI), 拡散強調画像 (DWI), 造影剤を用いたダイナミック造影法 (DCE) を組み合わせた Multi Parametric MRI (MP-MRI) から得た画像情報をスコア化し、臨床的意義のある癌を 5 段階で評価するシステムである²⁾。この PI-RADS により標準化された集積データを元に、前立腺癌の検出、スクリーニングにおける前向きデータの集積が進んでいる。本邦でも MRI における撮像方法および読影の標準化について必要性は認識されているが、一定の見解に至っていないのが現状である。

本稿では、男性骨盤領域において最も検査数の多い、前立腺 MRI における注意事項ならびに撮像条件を中心にまとめた。今回記載した撮像条件は PI-RADS を参考にしており、設置されている装置によっては、撮像困難な場合があると思われる。しかし、PI-RADS で定められている条件に全て合わせる必要は無い。前立腺癌診断において、MRI に求められている事を理解し、装置に適した撮像条件の設定を行うことが重要である。

2. 前立腺癌診断における MRI の役割

1) 存在診断: 前立腺癌診断のプロセスは、前立腺特異抗原 (Prostate Specific Antigen: PSA) によるスクリーニング検査、前立腺生検による確定診断、各種画像診断による病期診断と 3 つの段階を経て行われる。PSA のカットオフ値は 4.0 ng/ml 以上で、対象者には直腸診による内診を経て前立腺生検が施行される。PSA によるスクリーニングの問題点として、PSA の感度に対し特異度が低く、前立腺肥大や炎症などの良性疾患による PSA 上昇との区別ができない点が挙げられる。特に PSA グレーゾーン (4.0 ~ 10 ng/ml) 対象者に行った生検による癌の検出率は 20 ~ 30 % 程度に留まることから³⁾、侵襲度の高い生検を施行するためのトリアージが必要である。MP-MRI は前立腺癌の検出能に優れており、MP-MRI を生検前に実施することで、不要

な生検を 30 % 程度避けることができるとの報

告がある⁴⁾。また生検の際、直腸方向からアプロー

チは前立腺腹側や会陰側の組織採取が不十分なこ

とがある。MRI により癌の発生部位を把握しておくこ

とで、事前に生検方法を選択することが可能となる。

昨今では MRI 画像と TRUS を組み合わせたター

ゲット生検の有用性に関する報告もあり⁵⁾、前立腺診断のプロセスにおいて MRI は重要なツールと

Table 1 D'Amico Risk Classification for Prostate Cancer

	PSA (ng/ml)	Gleason Score	Clinical Stage
low	≤ 10	≤ 6	T1 ~ T2a
intermediate	10 ~ 20	7	T2b
high	20 <	8 ~ 10	T2c

なっている。

2) 病期診断: 前立腺癌の治療方法としては、PSA 監視療法、根治療法 (手術および放射線治療)、内分泌療法に分類される。治療法の選択は TNM 分類による病期診断の他に、術前の PSA 値と針生検から得られた組織の悪性度分類であるグリソンスコアなどを加味したリスク分類、患者の期待余命などから選択される。前立腺癌のリスク分類で汎用されている D'Amico のリスク分類⁶⁾を Table 1 に示す。MRI は前立腺癌の病期診断において、客観的で信頼度の高い画像検査として位置づけられる⁷⁾。T 病期診断は MP-MRI により評価され、前立腺癌の被膜外浸潤、隣接臓器への浸潤など、癌が前立腺内に局在しているかにより判断される (Fig. 1)。リンパ節や骨などへの遠隔転移評価も、前立腺癌の局在診断と同様に、その後の治療計画や予後予測に影響を及ぼす。ただし、リンパ節転移に対する感度、特異度は、CT や MRI とともに差は認められず、感度 40 %、特異度 80 % 程度であり、画像だけでのリンパ節評価は困難とされる⁸⁾。一方骨転移の有無は、治療前の PSA によりある程度推測することが可能である。治療前の PSA 値が 20 ng/ml 以下では骨転移を認めないとされ、100 ng/ml を超えるとほぼ間違いなく遠隔転移が存在するとされる。20 ng/ml を超える PSA 高値群では、遠隔転移の可能性は否定できないため、リンパ節転移や骨転移を念頭に置いた検査を行う必要がある。



Fig. 1. Extraprostatic extension of prostate cancer(an arrow).

3. 前処置

1) 直腸内残渣の処置: 前立腺癌の前処置として、検査前にガスや便などの直腸内残渣の処置が重要である。直腸内残渣により蠕動運動が亢進し、モーションアーチファクトや磁化率アーチファクトの原因となる。

Localizer にて直腸内残渣を確認した時点で、排泄を行うために検査を一旦中断する。検査中断は判断に迷う所であるが、アーチファクトの原因は検査前に極力排除すべきである。当院では検査前に便意の有無にかかわらず、排ガスや排便を促している。

2) 呼吸の制御: 検査中の呼吸様式は

蠕動運動と異なり、被験者による制御が可能である。成人男性は一般的に腹式呼吸である場合が多く、呼吸によるモーションアーチファクトが生じやすい。検査前に、呼吸様式が画質に影響することを説明し、お腹を動かさない胸式呼吸の練習を行う。また腹帯を巻きつけることも効果的である。腹式呼吸から胸式呼吸に変えることで画像が改善した症例を示す (Fig. 2)。

3) 薬剤の使用: 副交感神経遮断薬である抗コリン薬は蠕動運動を抑制し、モーションアーチファクト低減に効果があるとされる。ただし抗コリン薬は、尿閉を伴うことがあり前立腺肥大患者への使用は禁忌とされており、前立腺 MRI 検査に抗コリン剤を使用する場合には、副作用出現時の対策などを講じる必要がある。なお前立腺 MRI に抗コリン薬を使用することは、一定のコンセンサスを得ていないのが現状である。

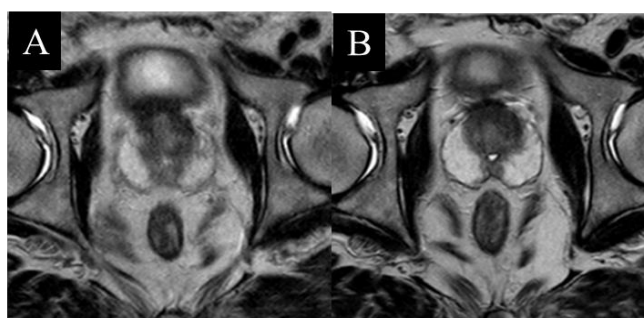


Fig. 2. Improvement of the motion artifact by the difference in breathing style.

(A:abdominal respiration, B:thoracic respiration)

4. パルスシーケンス

1) T₂WI: T₂WI では、Zone Anatomy、前立腺異常の有無、前立腺癌の浸潤、リンパ節や骨などへの転移の有無などを評価する。前立腺癌の存在診断や病期診断には、欠かすことのできない重要な撮像法である。PI-RADS において推奨されている T₂WI の撮像条件は、2D 高速スピンエコー法 (TSE) を

基本とし、Blurring の影響を最小限にするため、Echo Train Length (ETL) を適宜調整する。スライス厚は 3 mm (1.5T では 4 mm) で gap なし、FOV は 120 ~ 200 mm、空間分解能は 0.4 (周波数方向) × 0.7 (位相方向) と指定されている (1.5T では、0.7 × 1.0)。PI-RADS は、経直腸コイルの使用を前提としており、表面コイルでの検査を実施する際には、SNR の低下や折り返しアーチファクトによる画質低下を考慮しなければならない。PI-RADS における「臨床的意義のある癌」の定義は、0.5 ml より大きな病変であり、球体に想定すると直径 1 cm 程度とされる。本邦では、臨床的意義のある前立腺癌のサイズについて一定のコンセンサスはなく、スライス厚や分解能については診療科からの要望や、自施設装置の特性により決定する。

TR や TE などのパラメータについては特に指定されておらず、高いコントラストで Blurring を抑えた撮像条件が求められる。正常前立腺および癌の T_2 値は、 169.6 ± 38.7 ms, 85.4 ± 12.3 ms と長い⁹⁾、TR/TE は 5000 ms 以上 / 90~110 ms と比較的長めに設定する。TSE 法におけるコントラストは、ETL 増加による T_2 フィルタリング効果、磁化移動 (MT) 効果による軟部組織の信号低下、J-coupling による脂肪信号上昇などに影響される¹⁰⁾。コントラスト改善には、ETL を小さく (7~11 程度) 設定すること、隣接スライス間における Off-Resonance の RF パルスを減少させるために、撮像を 2 分割させる Interleave 撮像が有用である。ただし、ETL のコントロールや Interleave 撮像によるコントラスト改善効果は、動きの影響を受けやすくなり、モーションアーチファクトの出現に注意を要する。

2) DWI: DWI は、細胞密度が増加し拡散低下が生じている領域の検出に優れており、みかけの拡散係数である ADC 値は、前立腺癌の悪性度指数であるグリソンスコアと相関すると報告されている¹¹⁾。特に前立腺癌の好発発生部位である辺縁域において DWI の有用性は高く、PI-RADS での辺縁域に発生する癌の評価は DWI を重要視している。PI-RADS で指定されている DWI の撮像条件は、TR/TE は 3000 ms 以上 / 90 ms 以下、スライス厚は 4 mm 以下で gap なし、FOV は 160 ~ 220 mm、空間分解能は 2.5 mm 以下としている。DWI では T_2 WI との比較が重要とされ、スライス位置は合わせる必要がある。Echo Planar Imaging (EPI) を使用した DWI では、磁化率変化の影響を受けやすく歪みの影響を制御する必要がある。長方形 FOV やパラレルイメーシングを使用することで、歪みを軽減することができる。b-value の設定は、DWI のコントラストおよび ADC 値を決定する重要な因子である。high b-value は、800 ~ 1000 s/mm² を最低条件とし、SNR が許せば 1400 s/mm² 以上で撮像することを推奨している。ただし、DWI の SNR は加算回数に依存しないことから、SNR を担保するにはスライス厚や分解能とのトレードオフとなる。一方 low b-value の設定は灌流の影響を除くため、50-100 s/mm² としている。low b-value の設定は、装置により設定ができないことがある。また ADC 値にも影響を及ぼすため、b-value を変更する際には注意が必要である。

3) Dynamic contrast enhancement (DCE): 正常前立腺の造影パターンは、移行域~辺縁域の順に造影される。前立腺癌はこれらの造影パターンよりも早く造影され、かつピークに達する時間も早いとされる。そのため PI-RADS にて推奨される時間分解能は、7 秒以下が理想的であるとされるが、装置のスペック等を考慮し 10 秒以下を推奨している。また造影剤の wash out が遅延するケースがあるため、2 分以上撮像を行う。スライス厚は 3mm で gap は 0 とし、分解能は 2 mm 以下とされる。DCE は PI-RADS では補助的な役割であるが、

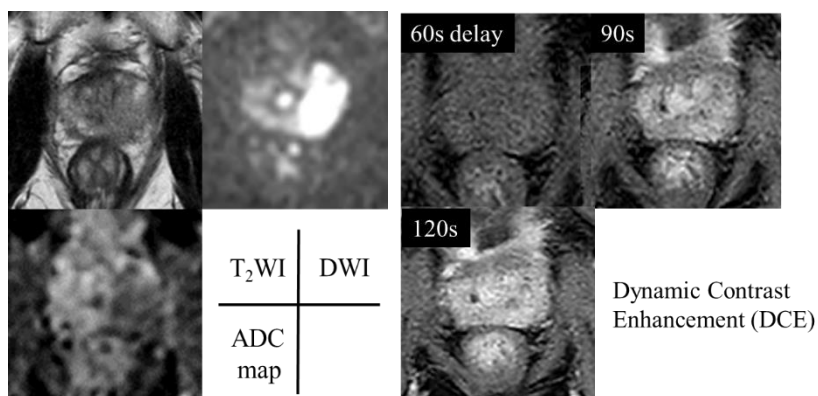


Fig. 3. Case of prostatitis in the left lobe of the prostate.
ADC value suggests prostate cancer (0.85 mm²/s).
However, image findings were normal in the DCE study.
As a result of prostate biopsy, cancer was not detected.

T₂WI と DWI の所見が一致しないケースや、精嚢浸潤などの評価を行う場合、DCE が有用であるケースも見られる (Fig. 3).

4) T₁WI: T₁WI は、PI-RADS で特に撮像条件の指定は無いが、前立腺出血の検出や神経血管束の評価、リンパ節や骨への転移評価に有用である。PSA が 20 ng/ml 以上の場合で、リンパ節や骨転移を疑う症例では、前立腺所属リンパ節である大動脈分岐部まで撮像範囲を含める。また、骨転移を確認するために FOV を拡大し、腸骨や恥骨を含む骨盤骨全てが撮像範囲に収まるように設定する。

5. おわりに

今回、標準的な前立腺 MRI の役割および、PI-RADS より推奨されている撮像条件を元に、前立腺 MRI のポイントについて解説した。撮像条件を最適化する上で重要なのは、検査の目的を明確に設定する事である。PI-RADS は、欧米で定義付けされた臨床的意義のある癌の検出を改善し、不必要な生検や治療を減らす事を目的としている。PI-RADS が、本邦での前立腺癌治療の実情や、ニーズと必ずしも合致するとは言えない。しかし、PI-RADS における撮像プロトコルは、多くのエビデンスに基づいて作成されており、自施設での撮像プロトコルを最適化する上で学ぶべき点は多い。我々オペレータは、前立腺 MRI の目的を理解し、ニーズに応じた最適な撮像条件を設定し、画像を提供する事にある。本稿が前立腺 MRI における、撮像パルスシーケンス再考の一助となれば幸いである。

6. 参考文献

- 1) American College of Radiology. PI-RADSTM Prostate Imaging-Reporting and Data System. Version 2. 2015.
- 2) Hassanzadeh E, Glazer DI, Dunne RM, Fennessy, et al. Prostate imaging reporting and data system version 2 (PI-RADS v2): a pictorial review. Abdom Radiol (NY). 2017 Jan; 42(1):278-289.
- 3) Catalona WJ, et al. Comparison of digital rectal examination and serum prostate. specific antigen in the early detection of prostate cancer: results of a multicenter clinical trial of 6,630 men. J Urol 151: 1283-1290, 1994
- 4) Ahmed HU, et al. PROMIS study group. Diagnostic accuracy of multi-parametric MRI and TRUS biopsy in prostate cancer (PROMIS): a paired validating confirmatory study. Lancet. 2017 Feb 25;389(10071):815-822.
- 5) Boesen L, et al. Clinical Outcome Following Low Suspicion Multiparametric Prostate Magnetic Resonance Imaging or Benign Magnetic Resonance Imaging Guided Biopsy to Detect Prostate Cancer. J Urol. 2017 Aug; 198(2):310-315.
- 6) Hernandez DJ, et al. Contemporary evaluation of the D'amico risk classification of prostate cancer. Urology. 2007 Nov; 70(5):931-5.
- 7) 日本泌尿器科学会(編). 前立腺癌診療ガイドライン 2016 年版, メディカルレビュー社, 東京, 2016.
- 8) Hövels AM, et al. The diagnostic accuracy of CT and MRI in the staging of pelvic lymph nodes in patients with prostate cancer: a meta-analysis. Clin Radiol. 2008;63:387-95.
- 9) Yamauchi F, et al. Prostate cancer discrimination in the peripheral zone with a reduced field-of-view T(2)-mapping MRI sequence. Magn Reson Imaging. 2015 Jun; 33(5):525-30.
- 10) Sze G, et al. Fast spin-echo MR imaging of the cervical spine: influence of echo train length and echo spacing on image contrast and quality. AJNR Am J Neuroradiol 1993; 14:1203-13.
- 11) Woodfield CA, et al. Diffusion-weighted MRI of peripheral zone prostate cancer: comparison of tumor apparent diffusion coefficient with Gleason score and percentage of tumor on core biopsy. AJR Am J Roentgenol. 2010 Apr; 194(4):W316-22.

ワークショップ ーよりよい撮影技術を求めて(その136) ー一般

テーマA: 消化管造影検査を再考する

『胃がん検診における被ばくを考える～診断参考レベルの確定にむけて～』

座長: 奈良県立医科大学附属病院(撮影部会委員) 中前 光弘

JCHO 東京山手医療センター 奥田 圭二

2015年にJ-RIMEが発表した『最新の国内実態調査に基づく診断参考レベルの設定(DRLs 2015)』では、放射線防護の最適化のツールとして一般撮影や乳房撮影をはじめCT検査などの数値を公表している。しかし、消化管検査については、数値の掲載がなされていなかった。そこで撮影部会では、胃がん検診の診断参考レベルの確定に向けたワークショップを企画した。

まず、「診断参考レベル:設定の意義と目的」について、聖マリアンナ医科大学病院 佐藤寛之先生に解説をいただきました。続いて、胃がん検診における「ガイドライン撮影法(基準撮影法)」を基に「集団検診対策型巡回バス検診等における被ばくの実態(DR装置;基準撮影法1)」大阪がん循環器病予防センター 蓮尾智之先生、「集団検診対策型施設検診等における被ばくの実態(FPD装置;基準撮影法1)」倉敷成人病センター 鷺見和幸先生、「任意型施設検診等における被ばくの実態(FPD装置;基準撮影法2)」福岡国際総合健診センター 石本裕二先生にご報告をいただいた。そして基準撮影法における胃がん検診の診断参考レベルを設定するために、「消化管検査における診断参考レベル設定にむけた課題の整理」と題して、慶応義塾大学病院 中村祐二郎先生に問題提起をしていただいた。



第69回撮影部会Aの会場受付



第69回撮影部会Aの会場風景

その後のパネルディスカッションでは、オブザーバーに防護委員会 五十嵐委員長, 防護部会 塚本部長, 撮影部会 梁川部長をお招きし, 教育講演の西川先生, パネリスト4名の先生と会場の皆さまと活発なディスカッションが展開できた。特に印象的だったのは, 次回の DRL 見直しにあたって今後どのようなデータを集めていく必要があるのかについて, 各施設の実情なども加味して“共通ファントム”の使用や始業点検時の測定を記録するなどのアイデアが飛び交った。



パネルディスカッションの先生方



オブザーバーの五十嵐先生, 塚本先生, 梁川先生
(左から)

撮影部会は, 防護委員会, 防護部会と協力して日本放射線技術学会から消化管(胃がん検診)の診断参考レベルの確定に向けて何らかの発信をしていくことでワークショップが終了した。

なお, 最後になりましたが, 本ワークショップは, 防護部会の共催と一般社団法人日本消化器がん検診学会の後援をいただいて開催されました。この場をお借りしてお礼申し上げます。

文責: 中前光弘

ワークショップ ーよりよい撮影技術を求めて(その 137) CT

テーマB: Dual Energy CT の臨床導入とその展望

『Dual Energy CT の臨床導入とその展望』

座長: 藤田保健衛生大学病院(撮影部会委員) 井田 義宏

国立がん研究センター中央病院 石原 敏裕

Dual Energy CT は X 線を媒体として画像化する CT にとっては新たなコントラストを生み出し診断や治療支援に期待が高まっている。歴史的には 1970 年代には発表されており科学的に革新的なものではないが、当時は装置のハードウェアや解析技術が未熟で実用化には至らなかった。しかし、近年複数のメーカーが Dual Energy CT を実用化し様々な臨床応用が進んできた。

一方、本学会撮影部会では 2015 年に「X 線 CT 撮影における標準化」—GALACTIC— 改訂 2 版を発行したが Dual Energy に関しては記載には至らず、エビデンスの構築、集約が課題となっている。

今回のワークショップでは、初めに基礎と現状を広島大学大学院の桧垣 徹 氏より解説された。桧垣氏には面検出器による 2 回転方式の解説もなされた。この後にみなみの循環器病院の望月純二 氏から 2 層検出器方式、東京女子医科大学病院東医療センター 福井利佳 氏より first kV switching 方式、済生会 川口総合病院 富田博信 氏からは Dual source 方式の解説がされた。

それぞれの臨床現場では方式に限らず共通的に有用な疾患や装置依存のある領域があった。解析による差に関して、projection-data based 解析法を用いた場合の精度は image-data based 解析法より精度は良いが、臨床的に求められる精度が許せば簡便性や処理時間の短さで image-data based 解析法は利用しやすい。また、装置間の再現性も気になるところではあるが、ファントムデータでは装置間の差が少ない場合も臨床では様々な要因が加わり異なる結果の場合があるため、さらに進んだ鮮度管理専用のツールが期待される。

現在 2 層検出器方式と first kV switching 方式を使用している施設の一部では全例 Dual energy 収集を行っており、レトロスペクティブな検証が進んでいる。このように、収集方式、解析方式が異なる中で臨床的な有効性や標準化などが今後さらに進むと思われる。

このワークショップを契機に今後の研究課題を明らかになり研究が進むことを期待し、さらに数年後に控えた GALACTIC の改訂時には、Dual Energy CT に関する記載がされることを望んでいる。



教育講演の片平和博 先生



司会の石原先生と井田先生



パネラーの先生方

(公社) 日本放射線技術学会 撮影部会

平成 29 年度事業報告

1. 第 73 回総会学術大会時

会 場：パシフィコ横浜（横浜市）

第 68 回撮影部会プログラム

1) テーマ A：一般撮影分科会—よりよい撮影技術を求めて（その 133）—

開催日 平成 29 年 4 月 16 日（日曜日）

『Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について』

<教育講演>

司会：帝京大学 岡本 孝英

『さらなる Hybrid OR の可能性を求めて ～脊椎手術および脊椎側彎症手術における有用性～』

湘南藤沢徳州会病院 副院長兼 脊椎センター・脊椎側彎症センター 江原 宗平

<ワークショップ>

『Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について』

座長：大阪市立大学病院 市田 隆雄

神戸大学病院 甲山 精二

① ステンントグラフト内装術

東京慈恵会医科大学附属病院 山下 慎一

② 経カテーテル的大動脈弁留置術

大阪市立大学医学部附属病院 高尾 由範

③ 脳血管治療

兵庫医科大学病院 松本 一真

④ Hybrid OR の最新のトピックス

シーメンスヘルスケア(株) 岩花永以子

2) テーマ B：CT 分科会—よりよい撮影技術を求めて（その 134）—

開催日 平成 29 年 4 月 14 日（金曜日）

『逐次近似再構成法』

<教育講演>

司会：がん研究センター東病院 村松 禎久

『逐次近似再構成画像の臨床応用』

広島大学病院 栗井 和夫

<ワークショップ>

『逐次近似再構成画像の臨床導入』

司会：藤田保健衛生大学 井田 義宏

千葉市立海浜病院 高木 卓

① 物理特性

国立病院機構仙台医療センター 後藤 光範

② 頭部

秋田県立脳血管研究センター 大村 友己

③ 胸部

広島大学病院 木口 雅夫

④ 腹部

静岡県立がんセンター 瓜倉 厚志

3) テーマ C：MR 分科会 —よりよい撮影技術を求めて（その 135）—

開催日 平成 29 年 4 月 15 日（土曜日）

『MRI の血流イメージング：基礎から臨床まで』

<教育講演>

司会：JCHO 仙台病院 伊藤由紀子

『脳神経外科医が求める MRI 検査-血管系を中心に-』

宮城県立こども病院 脳神経外科 白根 礼造

<ワークショップ>

『MRI の血流イメージング: 基礎から臨床まで』

司会: 群馬県立県民健康科学大学 林 則夫

新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

① TOF-MRA の基礎と臨床

彩都友会病院 上山 毅

② PC 法 (MRA,MRV) の基礎と臨床

札幌医科大学医学部附属病院 鈴木 淳平

③ ASL の基礎と臨床

虎の門病院 福澤 圭

④ SWI の基礎と臨床

秋田県立脳血管研究センター 豊嶋 英仁

2. 第 45 回秋季学術大会

会 場: 広島国際会議場 (広島市)

第 69 回撮影部会プログラム

1) テーマ A (一般撮影分科会) —よりより撮影技術を求めて (その 136) —

『消化管造影検査を再考する』

共催: 放射線防護部会 後援: 一般社団法人 日本消化器がん検診学会

開催日: 平成 29 年 10 月 21 日 (土)

<教育講演>

司会: 北海道対がん協会札幌がん検診センター 黒蔵 邦夫

『消化管検査技術における標準化の光と影』

医療法人尚豊会四日市健診クリニック 西川 孝

<ワークショップ>

司会: 奈良県立医科大学附属病院 中前 光弘

JCHO 東京山手医療センター 奥田 圭二

コメンテーター: 塚本防護部会長, 五十嵐防護委員長, 梁川撮影部会長

① 診断参考レベル: 設定の意義と目的

聖マリアンナ医科大学付属病院 佐藤 寛之

② がん検診: 集団検診対策型巡回バス検診等における被ばくの実態

(DR 装置使用施設の基準撮影法 1 での現状)

大阪がん循環器病予防センター 山本 兼右

③ がん検診: 集団検診対策型施設検診等における被ばくの実態

(FPD 装置使用施設の基準撮影法 1 での対応)

倉敷成人病センター 鷺見 和幸

④ ドック健診: 任意型施設検診等における被ばくの実態

(FPD 装置使用施設の基準撮影法 2 での対応)

福岡すこやか健康事業団総合健診センター 石本 裕二

⑤ まとめ: 消化管検査における診断参考レベル設定にむけた課題の整理

慶応義塾大学病院 中村裕二郎

2) テーマ B (CT 分科会) —より良い撮影技術を求めて (その 137) —

『Dual Energy CT の臨床導入とその展望』

開催日: 平成 29 年 10 月 19 日 (木)

<教育講演>

司会：東千葉メディカルセンター 梁川 範幸

『2層式スペクトラルCTの臨床』

熊本中央病院放射線科 片平 和博

<ワークショップ>

座長：藤田保健衛生大学病院 井田 義宏

国立がん研究センター中央病院 石原 敏裕

① Dual Energy CT の基礎

広島大学大学院 檜垣 徹

② スペクトラルCTを利用した循環器画像と展望

みなみ野循環器病院 望月 純二

③ Fast kV switching dual-energy CT の臨床応用と今後の展望

東京女子医科大学東医療センター 福井 利佳

④ Dual Source Dual Energy CT の基礎特性を踏まえた臨床画像の可能性

済生会川口総合病院 富田 博信

3. 市民公開シンポジウム（京都）の開催：広報・渉外委員会、近畿支部

後援：京都府、京都市、京都府医師会、京都私立病院協会、京都府放射線技師会、京都府看護協会、京都府栄養士会、京都府臨床検査技師会、京都府介護支援専門委員会、京都リビング新聞社 KBS 京都、京都新聞社（予定含む）

開催日：平成29年11月19日（日）

会場：メルパルク京都（京都）

参加人数：76名（内訳：一般の方；58名，学生；3名，学会関係者；18名）

会場：メルパルク京都（京都）

「のばせ！健康寿命」ーいつまでも健康で歩き続けるために役立つ放射線技術ー

<プログラム>

総合司会 奈良県立医科大学附属病院 中前 光弘

洛和会音羽病院 菊元 力也

第一部：「いつまでも歩き続けるために ～ロコモティブシンドロームをご存知ですか？～」

奈良県立医科大学 朴木 寛弥

第二部：「早期発見のお手伝い！ ～安心安全な放射線検査のすすめ～」

（1）骨密度測定「骨の年齢、調べていますか」

神戸大学医学部附属病院 甲山 精二

（2）一般X線撮影「立って撮るから、早くわかる」

大阪大学医学部附属病院 松澤 博明

（3）被ばく線量「知ってて安心、撮影のあれこれ」

藤田保健衛生大学病院 小林 謙一

第三部：「寝たきりにならない。元気で歩き続けるために

～ロコモテストと簡単なロコトレのすすめ～」

洛和会丸太町リハビリテーションクリニック 松井 知之

参加した一般市民の方々から多数の質問があった。

座長の進行により、朴木先生や松井先生、松澤先生らが的確に質問に応じていた。具体的な質問と

して、心臓ペースメーカーが入っているがロコモ体操は良いのかに対しては、一般的にロコモ体操は心臓に大きな負荷をかけるものではないが、念のため主治医と相談し病状の中でできる範囲の体操をお勧めする、との回答があり、質問者も納得した。他にも多数の質疑応答があったが、放射線の被ばくに関して不安と興味を持っていたが、今日の講座を拝聴して正しく理解ができた、とのご意見もいただいた。

今回の市民公開シンポジウム開催のもう一つの目標は、多くの一般市民に参加していただけるかにあった。市田委員より綿密な広報活動が行われ、特に学会事務局の最大の協力により、昨年以上の効果があった。前年度より一般市民が 180%の達成率であった。JSRT の公益性を考えれば重要なことと考える。今後も、学会事務局のある京都市で市民公開シンポジウムを開催したい。

4. 第 2 回「CT 応用セミナー」の進捗状況 共催：教育委員会、関東支部

開催日：平成 29 年 9 月 2 日（土）3 日（日）

会 場：大阪急性期・総合医療センター

参加者：23 名（うち非会員：1 名）

- ・基礎セミナーに時間を費やし一時間半の延長をした。この領域の時間配分の見直しが必要。
- ・演習の進行に時間を要し、事前予習に関して確認をするなどの工夫が必要。
- ・チュータの介入を積極的に行い、演習をテンポよく進める工夫が必要。
- ・時間分解能ファントムの作成法の資料があればよい。

5. 平成 29 年度救急撮影セミナー実務編の開催

共催：教育委員会、関東支部、中部支部、日本救急撮影技師認定機構

第 4 回 開催日：平成 29 年 6 月 18 日（日）

会 場：群馬大学病院

受講者：31 名（非会員 12 名を含む）

第 5 回 開催日：平成 29 年 12 月 17 日（日）

会 場：名古屋市立大学病院

受講者：35 名（非会員名を含む）

実習を主としたセミナーであり、開催の準備品目が多いのが課題としてある。今回も日本救急撮影技師認定機構より借用した。

6. 第 7 回「デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」

開催日：平成 29 年 9 月 2 日（土）

会 場：広島赤十字・原爆病院

参加者：76 名（うち非会員 29 名）

- ・アンケートの結果、受講生 76 人中 59 名が「満足」しており、60 名が「わかりやすかった」との回答。
- ・セミナーの受講生は女性が多いため、会場のトイレの数などにより休憩時間の配分などを検討。

7. 平成 29 年度乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会の開催

1) 第 80 回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会

開催日：平成 29 年 11 月 12～13 日

会 場：東北大学病院（東北支部共催）

受講者：48名（更新対象者はなし，非会員24名）

2) 第81回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会

開催日：平成29年11月26～27日

会場：広島市立広島市民病院（中国・四国支部共催）

受講者：48名（更新対象者はなし，非会員22名）

昨年度の反省として，開催支部に多大なご迷惑をおかけしたこともあり，開催マニュアルの見直しとスタッフの実務指示の徹底を図った。

8. 撮影部会誌の発刊 2回（平成29年3月，9月） およびメールマガジンの活用

分科会プログラムに合わせた教育講演，技術講演，ワークショップのなどの予稿技術資料，前回のワークショップの報告Q&A，ラジオグラフィの広場など最新の撮影技術情報を提供した。また，メールマガジンを活用して，ワークショップの内容や撮影部会主催のセミナー情報を会員に知らせた。

9. 研究奨励賞の選考

一般撮影分科会、CT分科会、MR分科会を組織し、会員から理解されやすい撮影部会活動を行ってきた。この研究奨励により論文数の投稿をさらに増加させるようにサポートしていく。各分科会で論文や研究発表を通じて技術奨励賞と新人賞の推薦を行った。

10. 部会委員会の開催 年3回（横浜，東京，広島）

11. 専門技師・技術者制度への参画・安定的な運用をサポートした。

- 1) MR専門技術者制度
- 2) CT専門技師制度
- 3) 肺がんCT検診認定技師
- 4) 救急撮影専門技師制度
- 5) 日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師
- 6) 乳房撮影専門技師制度

平成 30 年度事業計画

1. 第 74 回総会学術大会時

会 場：パシフィコ横浜（横浜市）

第 70 回撮影部会プログラム

1) テーマ A：一般撮影分科会—よりよい撮影技術を求めて（その 138）—

開催日 平成 30 年 4 月 15 日（日曜日）

<教育講演>

司会：奈良県立医科大学附属病院 中前 光弘

『整形外科医を助ける魔法の手！超音波検査』

早稲田大学スポーツ科学学術院 教授 熊井 司

<ワークショップ>

『各モダリティに教えたい（or 役立つ？）超音波検査の勘所』

座長：東京慈恵会医科大学附属病院 山川 仁憲

東千葉メデヨカルセンター 梁川 範幸

① 超音波検査の基本と考え方

東京慈恵会医科大学附属病院 山川 仁憲

② 乳房撮影に役立つ超音波検査

聖マリアンナ医科大学附属研究所 市瀬 雅寿

③ CT 検査に役立つ腹部超音波検査

取手北相馬保健医療センター医師会病院 大石 武彦

④ MR 検査に役立つ腹部超音波検査

東京医科大学 茨城医療センター 増田 光一

⑤ IVR に役立つ循環器超音波検査

日本心臓血圧研究振興会附属榊原記念病院 武田 和也

2) テーマ B：CT 分科会—よりよい撮影技術を求めて（その 139）—

開催日 平成 30 年 4 月 13 日（金曜日）

<教育講演>

司会：東千葉メデヨカルセンター 梁川 範幸

『CT 検査における造影理論の再考』

埼玉医科大学国際医療センター・画像診断科 教授 市川 智章

<ワークショップ>

『3DCTA の再現性と撮影プロトコルの再考』

司会：藤田保健衛生大学 井田 義宏

国立がん研究センター東病院 野村 謙一

① 頭部領域

佐賀県医療センター好生館 三井 宏太

② 心臓領域

高瀬クリニック 佐野 始也

③ 腹部領域

勤医協中央病院 船山 和光

④ 小児心疾患領域

名古屋市立大学病院 坪倉 聡

⑤ 救急医療領域

倉敷中央病院 山本 浩之

3) テーマ C：MR 分科会—よりよい撮影技術を求めて（その 140）—

開催日 平成 30 年 4 月 14 日（土曜日）

<教育講演>

司会：東京慈恵会医科大学柏病院 北川 久

『検査中に拾い上げたい MR 所見』

市立大津市民病院 市場 文功

<ワークショップ>

『MR 撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考』

司 会：群馬県立県民健康科学大学 林 則夫

新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

① 頭部領域における必須&お勧めシーケンス 東京大学医学部附属病院 鈴木 雄一

② 肝胆脾の検査で使用するパルスシーケンス 公立学校共済組合 関東中央病院 天野 淳

③ 女性骨盤 MRI ～臨床に直結する知識～ 神戸大学医学部附属病院 京谷 勉輔

④ 男性骨盤の MRI プロトコル 箕面市立病院 山城 尊靖

2. 第 46 回秋季学術大会

日 時：平成 30 年 10 月 会場：仙台国際センター（仙台市）

第 71 回撮影部会プログラム

1) テーマ A（一般撮影分科会）：未定

2) テーマ B（MRI 分科会）：未定

3. 市民公開講座の開催： 広報・渉外委員会、近畿支部

開催日：平成 30 年 11 月 18 日（日）

会 場：メルパルク京都（京都）

「いつくるかわからない自然災害，病院は大丈夫か！」

プログラム

総合司会 川崎市立川崎病院 三宅 博之

洛和会音羽病院 菊元 力也

第一部：「災害時救急医療について」

「災害時の救急医療はこうだ！」

弘前大学 救急災害学講座 山村 仁

第二部：「実際の災害ではどうだったの？」

① 「DMAT ってなに？」

川崎市立川崎病院 小野 欣也

② 「災害現場の実際：熊本地震を経験して！」

熊本大学医学部附属病 下之坊俊明

③ 「災害現場で有効な検査は？」

朝日新聞東京本社診療所 松原 馨

④ 「災害現場で医療施設はどう機能するか？ ーできる検査とできない検査ー」

熊本大学医学部附属病院 池田 龍二

⑤ 「災害時に地域の皆さんに貢献できる診療放射線技師とは」

神戸赤十字病院 中田 正明

第三部：「災害時の医療について聞いてみよう！」

ディスカッション

4. 第 3 回 CT 応用セミナーの開催 共催：教育委員会、九州支部

開催日：平成 30 年 9 月 1、2 日（土、日）

会 場：未定

定員：30 名，

5. 平成 30 年度救急撮影セミナー（実践編）の開催

共催：教育委員会、救急撮影技師認定機構、東北支部、中四国支部

開催日：平成 30 年 6 月

会場：盛岡（東北支部）

定員：40 名

開催日：平成 30 年 12 月 16 日

会場：香川大学医学部附属病院（中国・四国支部）

定員：40 名

6. 第 8 回「デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」の開催

共催：教育委員会、中部支部

日時：平成 30 年 9 月 1 日（土）

場所：名古屋市立大学病院

定員：100 名

7. 平成 30 年度乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会

共催：教育委員会、乳房撮影精度管理中央機構、関東支部、中部支部

1) 第 82 回

開催日：平成 30 年 11 月

会場：山梨大学医学部附属病院（関東支部）

定員：50 名

2) 第 83 回

開催日：平成 30 年 12 月

会場：福井県

定員：50 名

日本乳癌検診精度管理委員会主催マンモグラフィ指導者講習会の開催協力として、乳房撮影ガイドライン普及班が中心となって共同開催を行い、乳房撮影に関する指導者の養成に努める。

8. 部会誌の発行（電子化）および撮影部会会員専用のメールマガジンの発信

春と秋の 2 回発行する。

内容：部会プログラムに合わせた教育講演，技術講演，ワークショップのなどの予稿技術資料，前回のワークショップの報告 Q & A，ラジオグラフィの広場など最新の撮影技術情報雑誌とする。メールマガジンは、撮影部会のイベントや最新情報を提供する。

9. 研究奨励賞の選考

一般撮影分科会，CT 分科会，MR 分科会からそれぞれの専門領域に関する学術論文ならびに学術大会，撮影部会における発表の中から，担当委員から高い得点を得た優れた内容の研究を技術奨励賞，技術新人賞の候補者として複数名選考し，表彰委員会に推薦する。

10. 部会委員会の開催 年 3 回（横浜，東京，仙台）

11. 地方支部開催の学術講演会のサポート

東京支部主催の MR 専門技術者を教育する学術講演会開催に関して，講師などの派遣をする。

12. 専門技師・技術者制度への参画・安定的な運用をサポートする。

1) MR 専門技術者制度

2) CT 専門技師制度

3) 肺がん CT 検診認定技師

4) 救急撮影専門技師制度

5) 日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師

6) 乳房撮影専門技師制度

■ 第71回撮影部会の予定

日時：2018年10月4日（木）～6日（土）

テーマA：「未定」

テーマB：「未定」

会場：仙台国際センター

よりよい撮影技術を求めて（その141）

よりよい撮影技術を求めて（その142）

■ Q&A コーナー ・ 広 場 について

撮影部会では、1989年より【Q&A コーナー】として会員の皆様の質問に答えるコーナーを設けています。専門的、技術的問題のみならず、どんな内容でもご質問下さい。部会委員および経験豊かな会員が責任を持ってお答えします。

【広場】には、会員の皆さんに紹介したい話題を掲載しています。あなたの身の回りの話題や意見などありましたらご連絡下さい。

連絡先 〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 167

ビューフォート五条烏丸3階

TEL：075-354-8989, FAX：075-352-2556（もしくは部会委員まで）

■ 撮影部会委員

会長： 梁川 範幸（東千葉メディカルセンター）

委員： 井田 義宏（藤田保健衛生大学病院）

金沢 勉（新潟大学医歯学総合病院）

黒藤 邦夫（北海道対がん協会）

小山 智美（聖路加国際病院）

西池 成章（りんくう総合医療センター）

林 則夫（群馬県立県民健康科学大学）

山川 仁憲（東京慈恵会医科大学附属病院）

市田 隆雄（大阪市立大学医学部附属病院）

北川 久（東京慈恵医科大学附属柏病院）

甲山 精二（神戸大学医学部附属病院）

中前 光弘（奈良県立医科大学附属病院）

野村 恵一（国立がん研究センター東病院）

三宅 博之（川崎市立川崎病院）

●編集後記●

会員の皆様、パシフィコ横浜における秋季学術大会に向けお忙しい日々をお過ごしのことと存じます。

テーマA[一般]ではテーマを超音波検査について取り上げました。教育講演では早稲田大学 スポーツ科学学術院 熊井司 先生に、『整形外科医を助ける魔法の手！超音波検査』と題してご講演していただきます。ワークショップでは「各モダリティに役立つ超音波検査の勘所」と題して、5名の先生方にご講演していただきます。テーマB[CT]では造影検査について取り上げました。教育講演では埼玉医科大学国際医療センター 市川智章 先生に、『肝多時相造影CT 理論の再考—今、何を大事にすべきか—』と題してご講演いただきます。ワークショップでは「3DCTAの再現性と撮影プロトコルの再考」と題して、5名の先生方にご講演いただきます。テーマC[MR]ではMRの標準化について取り上げました。教育講演では市立大津市民病院 市場文功 先生に、『検査中に拾い上げたいMR所見』と題してご講演いただきます。ワークショップでは「MRI撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考」と題して、4名の先生方にご講演いただきます。

撮影部会を会員皆様にとって有意義な企画となるように、皆様の活発なディスカッションを期待しています。撮影部会はよりよい撮影技術を求めて会員皆様に情報提供していきたいと考えています。

記：三宅

撮影部会誌 よりよい撮影技術を求めて Vol.26 No.1 通巻70 2018年4月 発行

発行人：梁川 範幸

発行所：公益社団法人 日本放射線技術学会

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町167ビューフォート五条烏丸3階

TEL：075-354-8989 FAX：075-352-2556

電子メールアドレス office@jsrt.or.jp

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>